

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Porovnání metod softwarové detekce QRS komplexu

Comparison of Methods for QRS Complex Detection

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Ondřej Palík**
Studijní program: **B2649 Elektrotechnika**
Studijní obor: **3901R039 Biomedicínský technik**
Téma: **Porovnání metod softwarové detekce QRS komplexu**
Comparison of Methods for QRS Complex Detection
Jazyk vypracování: **čeština**

Zásady pro vypracování:

Bakalářská práce se zaměřuje na softwarovou detekci QRS komplexu z elektrokardiografického záznamu. Práce se věnuje popisu a klasifikaci různých druhů v současnosti využívaných metod detekce QRS komplexu (například pomocí adaptivních a neadaptivních prahových kritérií, vlnkové transformace, umocnění filtrovaného signálu, metoda založená na obálce filtrovaného signálu, počítání průchodů nulou, apod.).

Cílem je porovnání vybraných metod pro softwarovou detekci. Ověření funkčnosti uvedeného systému bude provedeno na syntetických i reálných datech. Jejich úspěšnost bude statisticky zhodnocena.

Postup řešení:

1. Literární rešerše současného stavu problematiky.
2. Matematický popis vybraných detektorů.
3. Porovnání metod pro softwarovou detekci.
4. Návrh a softwarová realizace vlastního detektoru QRS komplexu ve vývojovém prostředí LabVIEW nebo MATLAB.
5. Ověření funkčnosti navrženého systému na syntetických i reálných signálech z klinické praxe.
6. Diskuze dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] MARTINEK, Radek. *Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu*. Ostrava, 2014. Disertační práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky. Dostupné také z: <http://theses.cz/id/imn429/>.
- [2] KOHLER, B.-U., C. HENNIG a R. ORGLMEISTER. The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2002, vol. 21, Iss. 1, pp. 42-57. ISSN 0739-5175.
- [3] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTUM, 2002. ISBN 80-214-1558-4.
- [4] CHRISTOV, Ivaylo I. Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold. *Biomedical engineering online*. 2004, vol. 3, pp. 28. Dostupné také z: <https://doi.org/10.1186/1475-925X-3-28>. ISSN 1475-925X.
- [5] VÍTEK, Martin. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Dostupné také z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=34194.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Radana Kahánková**

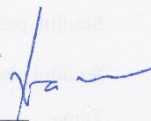
Konzultant bakalářské práce: doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.

Datum zadání: 01.09.2017

Datum odevzdání: 30.04.2018



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.“

V Ostravě dne 30. 4. 2018


.....

Poděkování

Považuji za svou milou povinnost poděkovat vedoucí bakalářské práce, Ing. Radaně Kahánkové, za odbornou pomoc, cenné rady a ochotu.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá softwarovou detekcí QRS komplexů ze signálů EKG. Práce je rozdělena na několik částí. V první části je popsána fyziologie a elektrická aktivita srdce. Další části práce se zabývají snímáním srdeční aktivity, filtrací a popisem základních elementů EKG křivky. Následně jsou popsány základní principy detekce a několik metod pro detekci QRS komplexu. Poté následuje praktická část, ve které je podrobný popis návrhu a realizace vybraných tří metod detekce. V závěru práce jsou všechny realizované detektory testovány na syntetických i reálných datech. Nakonec je zhodnocena a porovnána spolehlivost detektorů.

Klíčová slova

Detekce QRS komplexu, EKG signál, filtrovaný signál, detektor, Matlab

Abstract

This thesis focuses on software detection of QRS complexes in ECG signals. The thesis is divided into several sections. The first section deals with physiology and electrical activity of the heart. The next sections include heart activity sensing, signal filtering and description of basic elements of the ECG curve. Afterwards the basic principles and several methods of QRS detection are described. The next section contains detailed description of design and implementation of three selected detection methods. At the end of the thesis all realized detectors are tested on synthetic and real data. In the last section all created detectors are evaluated and compared.

Key words

QRS complex detection, ECG signal, filtered signal, detector, Matlab

Obsah

Seznam použitých zkratk	9
Seznam obrázků	11
Seznam tabulek	12
Úvod	13
1 Fyziologie srdce	14
1.1 Převodní systém srdeční	14
1.2 Klidový membránový a akční potenciál	15
1.2.1 Klidový membránový potenciál	15
1.2.2 Akční potenciál	15
2 Elektrokardiografie	17
2.1 Einthovenovy bipolární končetinové svody	17
2.2 Goldbergovy unipolární končetinové svody	17
2.3 Wilsonovy unipolární hrudní svody	18
2.4 Základní elementy EKG křivky a jejich popis	19
3 Filtrace EKG signálu	21
3.1 Technické artefakty	21
3.2 Biologické artefakty	21
4 Detekce QRS komplexu	22
4.1 Automatizovaná detekce QRS komplexu	22
5 Metody detekce QRS komplexu	24
5.1 Metody založené na derivacích	24
5.2 Metody založené na číslicové filtraci	24
5.3 Metody založené na vlnkové transformaci	25
5.4 Metoda založená na počítání průchodů signálu nulovou hladinou	26
6 Realizace a návrhy detektorů v prostředí Matlab	28
6.1 Návrh detektoru založeného na metodě umocnění filtrovaného signálu	28
6.2 Realizace detektoru založeného na metodě umocnění filtrovaného signálu	29
6.3 Návrh detektoru založeného na metodě obálky filtrovaného signálu	32
6.4 Realizace detektoru založeného na metodě obálky filtrovaného signálu	33

6.5	<i>Návrh detektoru založeného na metodě rozkladu signálu bankou filtrů</i>	34
6.6	<i>Realizace detektoru založeného na metodě rozkladu signálu bankou filtrů</i>	35
7	Grafické uživatelské prostředí (GUI)	38
8	Hodnocení spolehlivosti detekce	41
8.1	<i>Senzitivita a pozitivní prediktivní hodnota</i>	41
9	Testování spolehlivosti realizovaných detektorů	42
9.1	<i>Databáze</i>	42
9.2	<i>Dosažené výsledky</i>	42
10	Diskuse a porovnání spolehlivosti detektorů	44
10.1	<i>Spolehlivost detektorů založených na umocnění a obálce filtrovaného signálu</i>	44
10.2	<i>Spolehlivost detektoru založeného na metodě rozkladu signálu bankou filtrů</i>	47
	Závěr	51
	Zdroje	52
	Seznam příloh	I

Seznam použitých zkratk

ATP	– adenosintrifosfát
AV	– atrioventrikulární
Ca⁺⁺	– ionty vápníku
CT	– referenční svorka
DP	– filtr typu dolní propust
DWT	– diskrétní vlnková transformace
DyWT	– dyadická vlnková transformace
EKG	– elektrokardiogram
FIR filtr	– filtr s konečnou impulsní charakteristikou
FN	– falešně negativní detekce
FP	– falešně pozitivní detekce
GUI	– grafické uživatelské rozhraní
HP	– filtr typu horní propust
K⁺	– ionty draslíku
LA	– levá paže
LL	– levá noha
Na⁺	– ionty sodíku
PP	– filtr typu pásmová propust
QRS	– komplex kmitů EKG signálu
RA	– pravá paže
RL	– pravá noha
SA	– sinoatriální
STFT	– krátkodobá Fourierova transformace
S⁺	– senzitivita
TP	– pozitivní detekce
V1	– první hrudní svod
V2	– druhý hrudní svod
V3	– třetí hrudní svod
V4	– čtvrtý hrudní svod
V5	– pátý hrudní svod
V6	– šestý hrudní svod
WCT	– referenční svorka
WT	– vlnková transformace

aVF – unipolární končetinový svod levé nohy

aVL – unipolární končetinový svod levé ruky

aVR – unipolární končetinový svod pravé ruky

fEKG – fetální elektrokardiogram

+P – pozitivní prediktivní hodnota

I – bipolární končetinový svod mezi levou a pravou paží

II – bipolární končetinový svod mezi levou nohou a pravou paží

III – bipolární končetinový svod mezi levou nohou a levou paží

Seznam obrázků

Obrázek 1: Převodní systém srdeční	14
Obrázek 2: Průběh polarizačních změn.....	15
Obrázek 3: Einthovenovy bipolární končetinové svody	17
Obrázek 4: Goldbergovy unipolární končetinové svody.....	18
Obrázek 5: Wilsonovy unipolární hrudní svody	18
Obrázek 6: Idealizována EKG křivka, znázornění základních elementů	19
Obrázek 7: Obecná struktura detektoru.....	22
Obrázek 8: Výkonové spektrum EKG.....	23
Obrázek 9: Předzpracování signálu, metoda počítání průchodů signálu nulovou hladinou.....	26
Obrázek 10: Detekce, metoda počítání průchodů signálu nulovou hladinou.....	27
Obrázek 11: Blokové schéma návrhu detektoru založeného na umocnění filtrovaného signálu	29
Obrázek 12: Metoda umocnění filtrovaného signálu, ukázka předzpracování signálu.....	30
Obrázek 13: Průběh adaptivního prahu	31
Obrázek 14: Ukázka pravidel pro zpřesnění detekce	32
Obrázek 15: Ukázka grafického znázornění detekovaných QRS komplexů.....	32
Obrázek 16: Blokové schéma návrhu detektoru založeného na obálce filtrovaného signálu	33
Obrázek 17 Metoda obálky filtrovaného signálu, ukázka předzpracování signálu.....	34
Obrázek 18: Blokové schéma návrhu detektoru založeného na rozkladu signálu bankou filtrů.....	35
Obrázek 19: Metoda rozkladu signálu bankou filtrů, vstupní signál.....	35
Obrázek 20: Metoda rozkladu signálu bankou filtrů, ukázka předzpracování signálu	36
Obrázek 21: Detekce potenciálních QRS komplexů a výsledná detekce QRS komplexů	37
Obrázek 22: GUI – Vstup.....	38
Obrázek 23: GUI – Předzpracování signálu.....	39
Obrázek 24: GUI – Presentace výsledků detekce	40
Obrázek 25: Metoda umocnění a obálky filtrovaného signálu, kolísání nulové linie	44
Obrázek 26: Metoda umocnění a obálky signálu, P a T vlny přesahující velikost R-kmitu	44
Obrázek 27: Metoda umocnění a obálky signálu, krajní QRS komplex	45
Obrázek 28: Metoda umocnění a obálky signálu, skoková změna signálu.....	46
Obrázek 29: Ukázka pravidla refrakterní doby	46
Obrázek 30: Metoda banky filtrů, kolísání nulové linie.....	47
Obrázek 31: Předzpracování a detekce banky filtrů, kolísání nulové linie	47
Obrázek 32: Metoda banky filtrů, výskyt P a T vln přesahující velikost R-kmitu.....	48
Obrázek 33: Předzpracování a detekce banky filtrů, P a T vlny přesahující velikost R-kmitu.....	48
Obrázek 34: Metoda banky filtrů, krajní QRS komplex	49

Obrázek 35: Předzpracování a detekce banky filtrů, výskyt krajního QRS komplexu	49
Obrázek 36: Metoda banky filtrů, skoková změna signálu	50
Obrázek 37: Předzpracování a detekce banky filtrů, skoková změna v předzpracovaném signálu	50

Seznam tabulek

Tabulka 1: Spolehlivost realizovaných detektorů	43
Tabulka 2: Obsah přiloženého CD	I

Úvod

Srdce, nepostrádatelný lidský orgán, si můžeme představit jako důmyslnou pumpu, která je řízena elektrickými stimuly. Pomocí přístrojové techniky můžeme snímat a zaznamenávat elektrickou aktivitu srdce v čase (EKG křivku). Takto získaná data mají vysokou diagnostickou hodnotu. Podle průběhu EKG křivky a dalších parametrů jsme schopni určit například: arytmie, ischemické změny v myokardu, kontrolovat účinnost radiofarmak apod. Nejvýraznější částí EKG křivky je QRS komplex. Kvůli jeho významné diagnostické hodnotě jsou vytvářeny detektory QRS komplexů, které jsou nedílnou součástí mnoha lékařských přístrojů a monitorovacích zařízení.

Teoretická část práce je zaměřena na popis fyziologie srdce, vzniku, šíření, snímání a filtraci EKG signálu. Další významná teoretická kapitola je věnována popisu vybraných metod detekce QRS komplexu.

Praktická část práce je věnována návrhům a realizacím tří typů detektorů: detektoru založený na umocnění filtrovaného signálu, detektor založený na obálce filtrovaného signálu a detektor založený na rozkladu signálu bankou filtrů. V této části práce je také popis realizovaného GUI.

Cílem práce je ověřit funkčnost realizovaných detektorů, otestovat je na syntetických i reálných datech, statisticky zhodnotit a vzájemně porovnat.

Realizace všech detektorů je provedena v programovém prostředí Matlab.

1 Fyziologie srdce

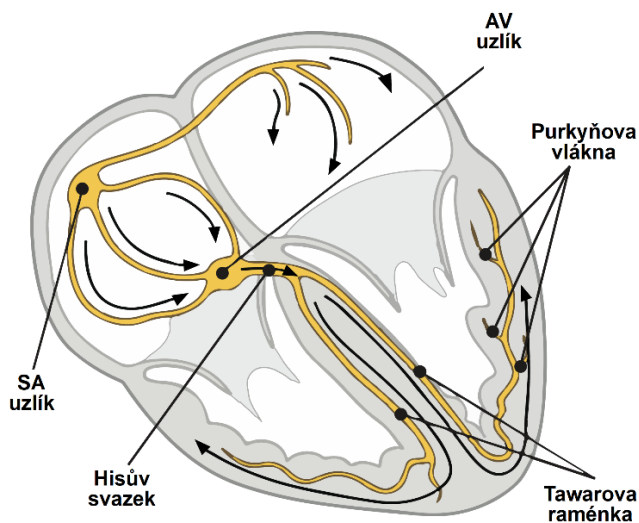
Aby byla zabezpečena správná funkce tkání, je potřeba tkáň zásobit dostatečným a cirkulující přísunem krve. Také je potřeba zmínit, že jednotlivé tkáň vykazují různou potřebu přísunu krve. Tyto požadavky splňuje kardiovaskulární systém, ve kterém se nachází srdce (hnací jednotka) a cévní systém [1].

Srdce si můžeme představit jako mechanickou pumpu, která umožňuje cirkulaci krve. Cirkulaci krve se po celém těle rozvádí kyslík a další důležité látky. Tato funkce je výsledkem pravidelného střídání systoly (kontrakce srdečního svalu) a diastoly (ochabnutí srdečního svalu). Během diastoly dochází k plnění srdce krví a během systoly k její ejekci [1].

1.1 Převodní systém srdeční

V každé části zdravého srdce jsou vytvářeny a vedeny vzruchy (rytmické elektrické impulsy), ale srdeční činnost je řízena pouze místem s nejvyšší frekvencí, která udává rytmus střídání systoly a diastoly. Fyziologicky se toto místo nachází v převodním systému srdečním, který popisujeme jako speciální tkáň schopnou vytvářet a vést vzruchy. Dělíme ji na tyto části: Sinoatriální (SA) uzlík, atrioventrikulární (AV) uzlík, Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna. SA uzlík můžeme označit jako pacemaker (udavatel srdečního rytmu) srdce, který se nachází v pravé síni. Zde vniká sinusový rytmus (spontánní elektrická aktivita o nejvyšší frekvenci), který je veden po svalovině síní do AV uzlíku. Zde je rychlost vzruchu zpomalena, aby nedošlo k přímému přenosu vzruchu ze síní na komory, který by mohl způsobit kontrakci síní a komor takřka ve stejném čase. Odtud se vzruch šíří do komor jen pomocí Hisova svazku v mezikomorové přepážce. Díky Hisovu svazku je možné, aby vzruch překonal fibrózní tkáň (elektrický izolant), kterou svazek prochází. V mezikomorové přepážce se Hisův svazek dělí na levé a pravé Tawarovo raménko, která se v srdečním hrotu větví na Purkyňova vlákna, směřující do svaloviny komor [1, 2, 3].

Tento systém se stará o vytvoření vzruchu v SA uzlíku, jeho šířením celým převodním systémem srdečním až do komorových buněk, kde dochází k jejich depolarizaci, čili následné kontrakci svaloviny komor. Na obrázku č. 1 je za pomoci šipek znázorněn směr vedení vzruchu převodním systémem srdečním. V případě patologického jevu může být vedení vzruchu zpomalené nebo úplně přerušeno v kterékoliv výše uvedené části převodního systému srdečního. Takto vzniklé patologické jevy mohou být zaznamenány na křivce EKG a dále zkoumány [1, 2].



Obrázek 1: Převodní systém srdeční [4] upraveno

1.2 Klidový membránový a akční potenciál

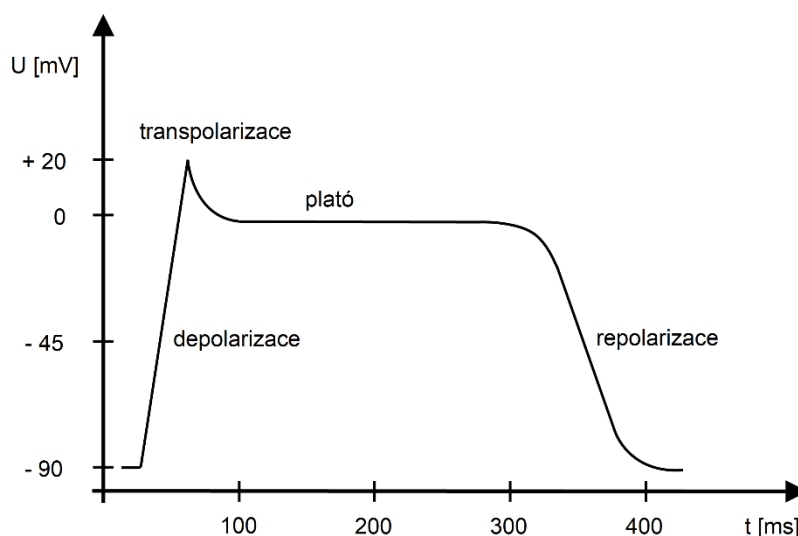
Předpokladem pro výše popsanou srdeční aktivitu je jev, který nazýváme klidový membránový potenciál a akční potenciál. Srdeční sval se skládá ze zvláštního typu dráždivých buněk, které jsou na sebe velmi těsně navázány. Tyto buňky dělíme na kontraktilní a automatické. Většina buněk srdečního svalu jsou buňky kontraktilní, reagující stahem svalstva na elektrický impuls a následně ho šíří do svého okolí. Automatické buňky svou neustálou elektrickou aktivitou udávají rytmus činnosti srdce [3].

1.2.1 Klidový membránový potenciál

Hodnota klidového membránového potenciálu je přibližně -70 až -90 mV. Tato elektronegativita je dána nerovnoměrným rozložením iontů v intracelulárním a extracelulárním roztoku buňky. Hlavní intracelulární iont buňky je draslík (K^+), naopak hlavním extracelulárním kationtem je sodík (Na^+). U buněk srdečního svalu platí, že propust membrány je pro draslík větší a pro sodík výrazně menší. Díky propustnosti membrány dochází k pohybu iontů, které mají kladný nebo záporný elektrický náboj. V důsledku difuzního pohybu iontů se mění rozložení elektrického náboje v buňkách. Tento jev nazýváme pasivní transport. Na elektrické aktivitě buněk se nejvíce podílí změna propustnosti zejména K^+ , Na^+ a vápníku (Ca^{++}) [1, 3].

1.2.2 Akční potenciál

Akční potenciál je jev, při kterém za předpokladu dostatečného impulsu dojde k podráždění buňky a také její dočasné a prudké změně membránového napětí (depolarizaci). Tato změna membránového napětí je způsobena sodíko-draslíkovou pumpou. Pumpa přenáší 3 Na^+ přes membránu ven z buňky, výměnou za 2 K^+ , které naopak putují do buňky. Jelikož k funkci sodíko-draslíkové pumpy je potřeba dodání energie formou štěpení adenosintrifosfátu (ATP), můžeme tento jev označit jako aktivní transport. Průběh akčního potenciálu buňky srdečního svalstva je oproti průběhu nervové buňky či buňky kosterního svalstva obohacen o specifickou fázi plató. Nutno podotknout, že během této fáze vstupuje do buňky především Ca^{++} , které udržují kladný náboj uvnitř buňky. U buňky srdečního svalstva se průběh akčního potenciálu dělí na tyto po sobě jdoucí fáze: depolarizace, transpolarizace, plató, repolarizace (viz obr. 2) [1, 3].



Obrázek 2: Průběh polarizačních změn [2] (upraveno)

Celý proces trvá přibližně 200–400 ms. První 3 fáze je buňka absolutně refrakterní, doba kdy není možné žádným stimulem inicializovat nový akční potenciál. Během 4. fáze se buňka stává relativně refrakterní, doba kdy lze vyvolat nový akční potenciál [1, 3].

2 Elektrokarografie

Protože se lidské tělo skládá z tkání a tekutin, které jsou převážně vodivé, můžeme výše popsanou elektrickou aktivitu srdce měřit také na povrchu lidského těla. Přístroj pro snímání elektrické aktivity srdce v čase nazýváme elektrokardiograf a výslednou křivku elektrokardiogram (EKG). V dnešní době existuje mnoho metod snímání EKG, ale za standardizovanou považujeme jen metodu 12 svodového EKG, která snímá EKG z 3 končetinových a 6 hrudních elektrod umístěných na definovaných místech. Vzniklá křivka je sumace velkého množství elektrických aktivit jednotlivých buněk srdce [1, 3].

Jednotlivé svody dělíme do tří skupin:

- Einthovenovy bipolární končetinové svody (značíme: I, II, III),
- Goldbergovy unipolární končetinové svody (značíme: aVR, aVL, aVF),
- Wilsonovy unipolární hrudní svody (značíme: V1, V2, V3, V4, V5, V6) [3].

2.1 Einthovenovy bipolární končetinové svody

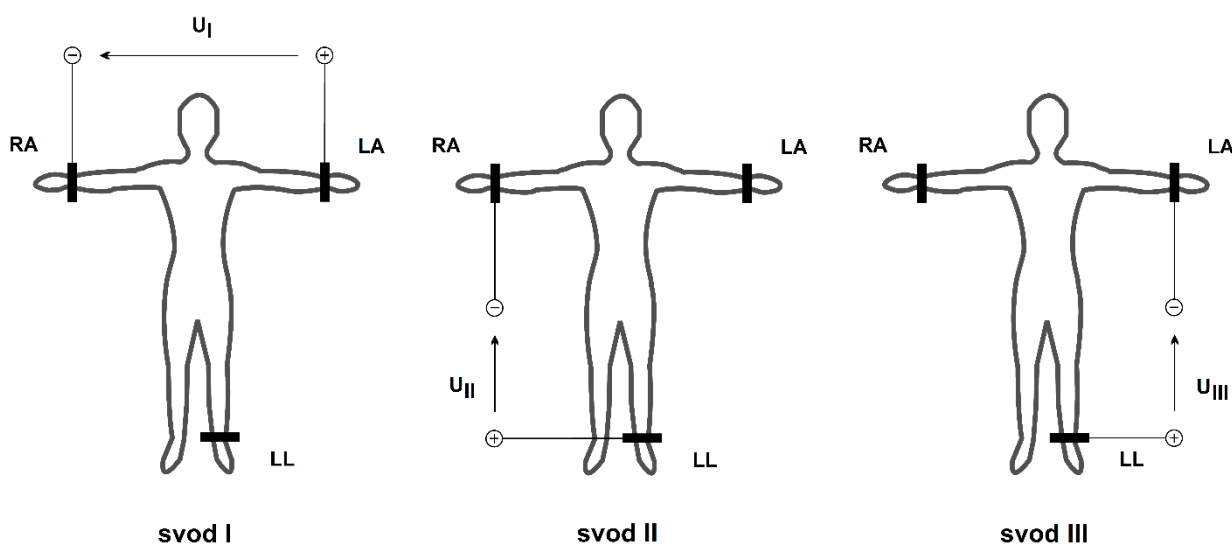
Einthovenovy svody využívají tři elektrod, které jsou rozmístěny:

na pravé paži (značíme RA – z ang. right arm),

na levé paži (značíme LA – z ang. left arm),

na levé noze (značíme LL – z ang. left leg).

V praxi se přidává ještě 4. elektroda, která je umístěna na pravé noze a značíme ji RL – z ang. right leg. Tato elektroda neslouží ke snímání, ale k potlačení souhlasné složky signálu vstupující na vstup předzesilovače. Na těchto svodech měříme rozdíly potenciálů vždy mezi dvěma aktivními elektrodami (viz obr. 3) [3].

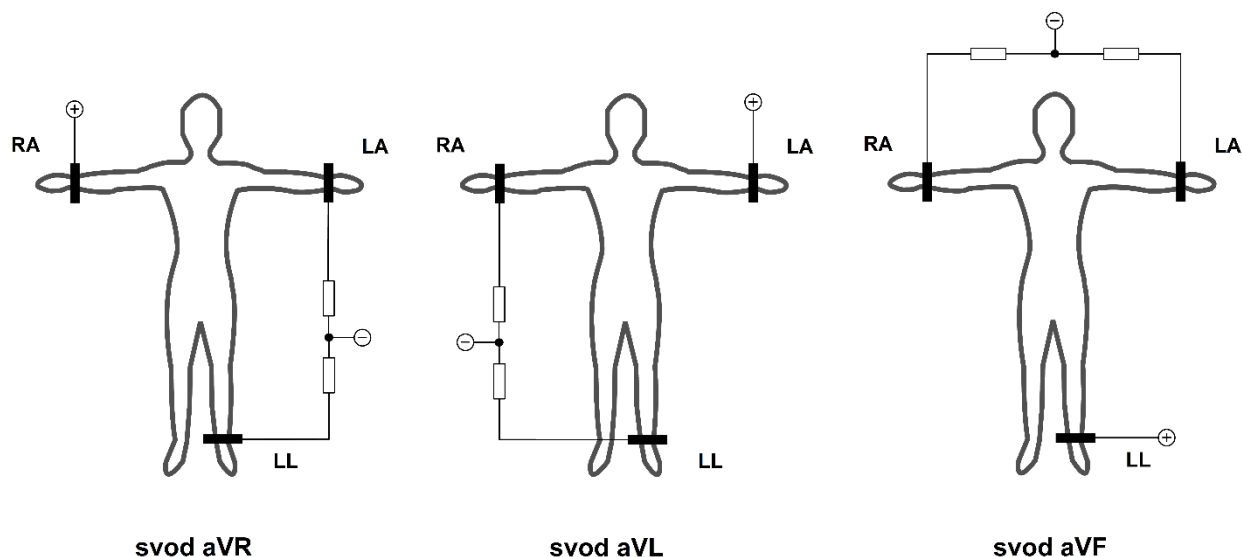


Obrázek 3: Einthovenovy bipolární končetinové svody [3] upraveno

2.2 Goldbergovy unipolární končetinové svody

EKG snímání Einthovenovými svody vykazuje nízkou úroveň signálu. Proto Goldberg zavedl měření signálu mezi končetinovou elektrodou vzhledem k aritmetickému průměru zbylých dvou. Zbylé dvě elektrody jsou vždy zapojeny přes $5k\Omega$ odpor (viz obr. 4) do tzv. referenční svorky. Rozmístění elektrod je totožné s rozmístěním dle Einthovena. Jelikož se pomocí Goldbergových svodů podařilo zesílit

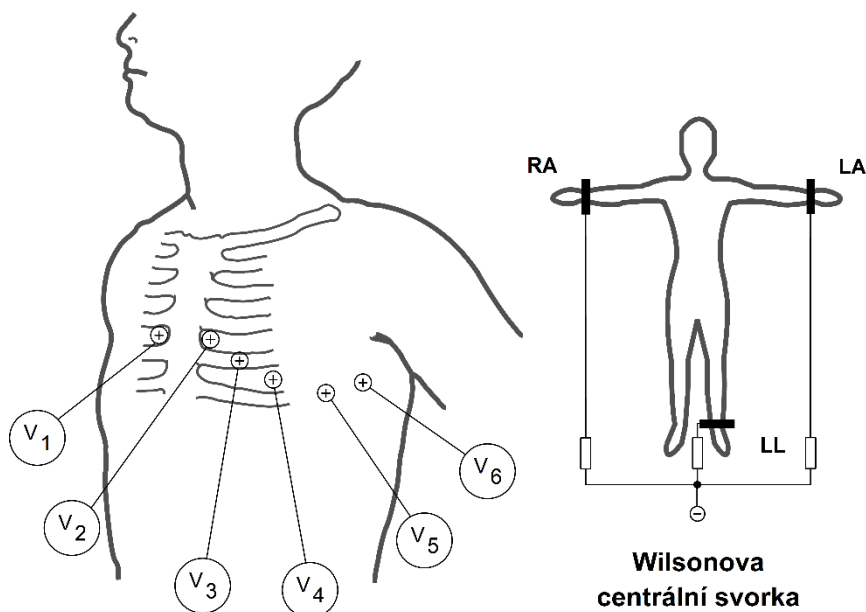
snímaný signál, značíme jednotlivé svody jako aVF, aVL, aVR, kde např. aVL (zesílený svod z levé paže – z ang. augmented vector left) [3].



Obrázek 4: Goldbergovy unipolární končetinové svody [3] upraveno

2.3 Wilsonovy unipolární hrudní svody

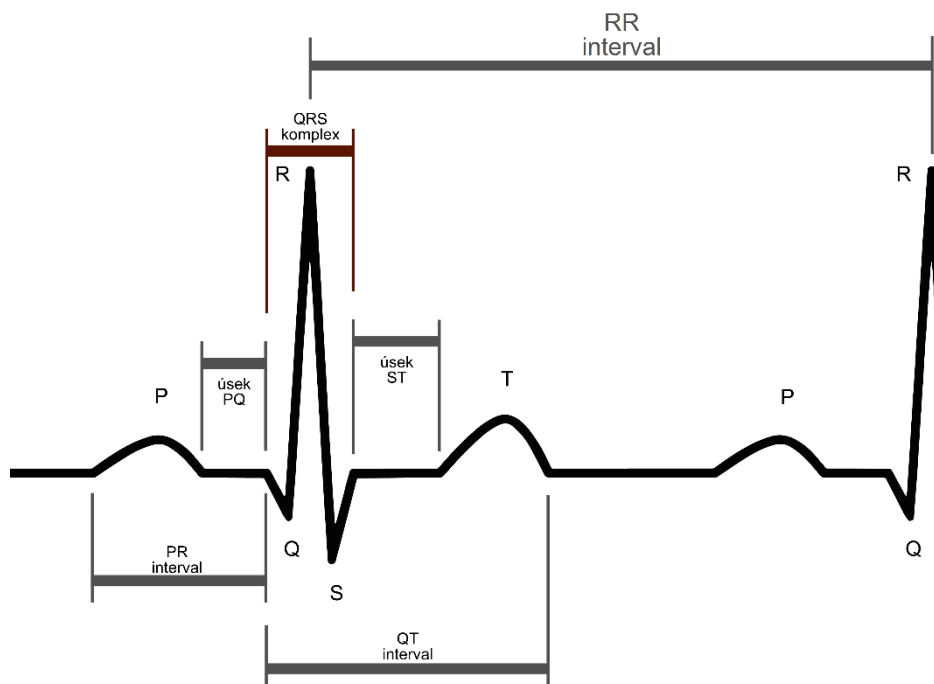
Pro zpřesnění diagnostiky elektrické aktivity srdce je nutno do měření EKG zapojit Wilsonovy svody. Měření signálu z Wilsonových svodů je realizováno 6 elektrodami umístěnými na hrudníku ve 4.–5. mezižebří. Z každé elektrody jednotlivě snímáme signál vůči referenční svorce (aritmetický průměr tří končetinových elektrod). Ta je tvořena zapojením všech tří končetinových elektrod přes $5k\Omega$ odpor (viz obr. 5). Referenční svorka je často značena jako CT (z ang. central terminal) nebo WCT (z ang. Wilson central terminal) [2, 3].



Obrázek 5: Wilsonovy unipolární hrudní svody [3] upraveno

2.4 Základní elementy EKG křivky a jejich popis

Jednotlivé elementy EKG cyklu jsou tradičně označovány písmeny P, Q, R, S, T a U, které popisují vrcholy objevující se v průběhu celého cyklu (viz obr. 6) [3].



Obrázek 6: Idealizovaná EKG křivka, znázornění základních elementů [6] upraveno

Izoelektrická linie je oblast s nulovou napěťovou úrovní a v EKG křivce je vyjádřena rovnou čarou. Izoelektrická linie se vyskytuje mezi jednotlivými srdečními cykly a také uvnitř cyklů mezi některými elementy (viz obr. 6). Písmeny P, T (případně U) označujeme vlny. Vlny jsou oblé výchylky nad izoelektrickou linií. Kromě vln se v EKG také nacházejí kmity (značíme písmeny Q, R, S), které představují podstatně strmější výchylku od izoelektrické linie. Dále v EKG popisujeme intervaly a úseky (neboli segmenty). Soubor kmitů Q, R, S jdoucí po sobě označujeme jako QRS komplex, který je nejvýraznějším úsekem EKG křivky. QRS komplex reflektuje depolarizaci komor, která má za následek jejich kontrakci a s tím spojenou systolu. U většiny typů detektorů lze snadno určit polohy R-kmitů, které jsou využívány pro automatizované stanovení srdeční frekvence. Detekce QRS komplexu se také často využívá v algoritmech určených ke kompresi dat EKG [3, 5].

P vlna

Prvním elementem v EKG je P vlna, která interpretuje vzruchovou aktivitu SA uzlíku a postupnou depolarizaci svaloviny síní. V této fázi nastává kontrakce síní. P vlna je pozitivní ve svodech I, II, aVF, V2–V6 a negativní v aVR. Normální doba trvání vlny je 100 ms. Pro hodnocení P vlny se nejčastěji používá záznam ze svodu II, protože zde je vlna nejvýraznější [3].

PQ úsek

Mezi koncem P vlny a začátkem QRS komplexu se nachází izoelektrický PQ úsek. Ten představuje zpomalení vzruchu v AV uzlíku, který odděluje systolu síní od systoly komor. PQ úsek trvá 80–100 ms [1].

QRS komplex

Po konci PQ úseku až po začátek ST úseku následuje QRS komplex. Ten je složen z Q kmitu, který se označuje jako první negativní kmit QRS komplexu. Po Q kmitu následuje pozitivní R kmit a poslední kmit, následující bezprostředně po R kmitu, značíme písmenem S. Kmit S je vždy negativní. Během QRS komplexu dochází k postupné depolarizaci mezikomorové přepážky, apexu a nakonec srdečních bází. Doba trvání QRS komplexu je 60–100 ms [1, 3].

ST úsek

ST úsek je lokalizován mezi koncem QRS komplexu a začátkem T vlny. ST úsek značí časový úsek mezi depolarizací a repolarizací komor. V tomto úseku se srdce nachází ve fázi plató (období stabilní aktivity srdce), která odpovídá izoelektrické linii [1, 3].

T vlna

Po ST úseku následuje vlna T, která představuje postupnou repolarizaci svalstva komor. Doba trvání T vlny je 200 ms [7].

U vlna

Po vlně T může následovat vlna U. Zpravidla tato vlna bývá detekována u mladých jedinců a její přítomnost obvykle nepředstavuje žádná rizika. Výskyt U vlny pravděpodobně bývá způsoben pomalejší depolarizací Purkyňových vláken [1].

RR interval

RR interval je doba od vrcholu R kmitu po další vrchol R kmitu, čili udává dobu mezi dvěma QRS komplexy. V praxi je využíván kardiachometrie k určení srdeční frekvence [3, 7].

Doba jedné srdeční akce (doba od začátku P vlny po začátek následující P vlny) je závislá na srdeční frekvenci. Při běžné frekvenci trvá přibližně 830 ms [1].

3 Filtrace EKG signálu

Detekce QRS komplexu je komplikována různými artefakty nebo jejich kombinacemi. Pod pojmem artefakt rozumíme část záznamu, která nemá fyziologický původ ve vyšetřovaném orgánu. Dle původu můžeme artefakty rozdělit na artefakty technického nebo biologického typu [3].

3.1 Technické artefakty:

Sít'ové rušení (brum):

Brum se zanáší do užitečného signálu elektromagnetickou indukcí signálu z elektro-rozvodové sítě a vlivem parazitních vazeb v přístrojích. V Evropě (včetně České republiky) se jedná o frekvenci $50 \pm 0,2$ Hz. Pro některé země, např. státy Severní a Střední Ameriky, Japonsko a další, se jedná o rušení s kmitočtem okolo 60 Hz [3, 8, 9].

Elektrostatické potenciály:

Vznikají vlivem špatného kontaktu na rozhraní elektroda–kůže pacienta. Ztráta kontaktu může být trvalá nebo může být přerušovaná v důsledku pohybů a vibrací. Další artefakty mohou být zaneseny do měření postupným vysycháním elektro-vodivého gelu nebo znečištění elektrody biologickým materiálem [3, 8, 9].

Pohybové artefakty:

Jsou způsobeny pohybem elektrody od původního místa kontaktu elektroda–kůže, což vede ke změnám impedance, které způsobují potenciální změny v EKG [8, 9].

3.2 Biologické artefakty:

Myopotenciály:

Jsou způsobeny elektrickou aktivitou svalových kontrakcí. Tomuto rušení předcházíme měřením EKG vleže, aby nedocházelo ke zbytečným stahům kosterní svaloviny. Pro klidové EKG je frekvence rušení nad 100 Hz. Problém nastává při snímání zátěžového EKG, kde rušení myopotenciály může zasahovat do frekvenčního spektra QRS komplexu (viz obr. 8) [8, 9, 10].

Kolísání (drift) nulové linie a amplitudová modulace EKG dýcháním:

Drift vzniká pomalými elektro-chemickými reakcemi na rozhraní elektroda–kůže a také dýchacími pohyby pacienta, přičemž dochází k pohybu elektrod vůči srdci. Toto rušení se projevuje jako kolísání elektrické izolinie v EKG. Jedná se o rušení s frekvencí do 2 Hz [8, 9, 10].

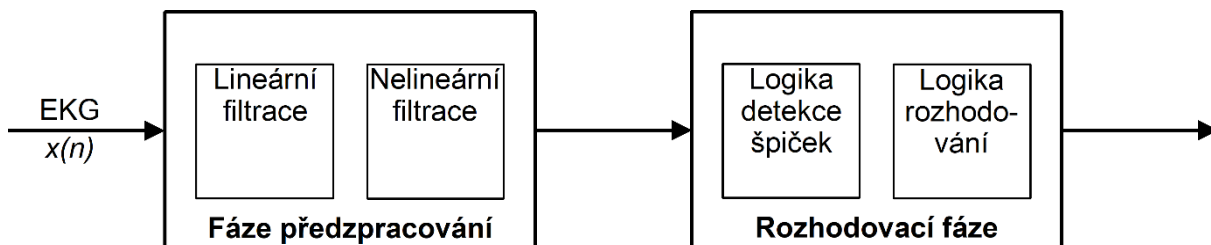
Další méně významné artefakty, které mohou zanášet chybu do detekce QRS komplexu nebo znehodnotit záznam signálu jsou popsány v [8, 9].

4 Detekce QRS komplexu

Softwarová detekce QRS komplexu je vědeckým tématem více než 45 let. Existuje mnoho typů QRS detektorů, které používají různé algoritmy lišící se složitostí, úspěšností detekce, rychlostí zpracování a dalšími parametry. Složitost těchto algoritmů je přímo úměrná dynamickému vývoji v oblasti výpočetní techniky. V počátečních letech byla realizace komplexnějších algoritmů omezena výpočetní technikou z důvodu nedostatečného výpočetního výkonu. V dnešní době, zejména díky rozvoji techniky, výpočetní zatížení algoritmů již nebývá limitujícím faktorem. Rychlý vývoj výkonných mikropočítačů podpořil rozšíření softwarových aplikací pro detekci QRS komplexů v kardiologických zařízeních. Softwarová detekce postupně nahrazovala čím dál více hardwarových prvků QRS detektorů [5].

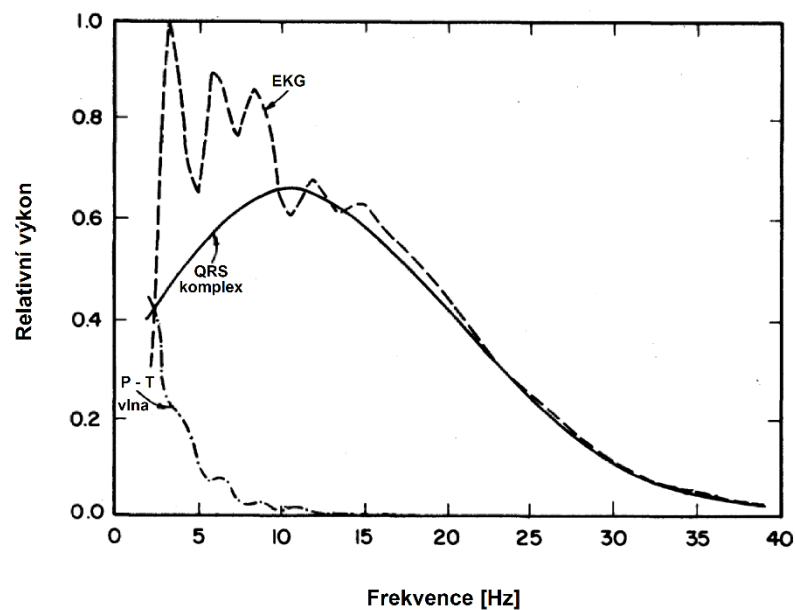
4.1 Automatizovaná detekce QRS komplexu

Již v prvních letech automatizované detekce QRS komplexu byla vytvořena obecná struktura detektoru, která je nyní sdílěna mnoha algoritmy. Na obrázku č. 7 je zobrazena obecná struktura detektoru, kterou dělíme na fázi předzpracování a rozhodovací fázi.



Obrázek 7: Obecná struktura detektoru [5] upraveno

Fáze předzpracování zahrnuje lineární a nelineární filtraci rušivých složek signálu a tím také dochází k zvýraznění složky signálu potřebné pro detekci QRS komplexu. Největší část energie QRS komplexu se pohybuje ve frekvenčním spektru přibližně od 10–25 Hz a zároveň se zde nevyskytuje P a T vlna (viz obr. 8). Téměř všechny detekční algoritmy používají filtraci před samotnou detekcí, aby se zbavily artefaktů a potlačily nepotřebné části EKG k detekci QRS komplexu. Zatímco nežádoucích P vln, T vln a driftu se zbavíme filtrem typu horní propust (HP), k odfiltrování síťového a dalších rušení (viz kap. 3) potřebujeme filtr typu dolní propust (DP). Kombinací filtru typu horní a dolní propust dostáváme filtr typu pásmová propust (PP), v tomto případě s mezními frekvencemi přibližně 10 Hz a 25 Hz [5].



Obrázek 8: Výkonové spektrum EKG [11] upraveno

Rozhodovací fáze zahrnuje logiku detekce špiček a logiku rozhodování. U většiny detektorů dochází k porovnávání jednotlivých vzorků předzpracovaného signálu s pevným nebo adaptivním prahem (viz kap. 6). Touto metodou nacházíme jednotlivé extrémy vyskytující se nad prahem. Z takto nalezených extrémů poté určujeme polohu QRS komplexu. Většina detektorů obsahuje další rozhodovací pravidla, která zvyšují spolehlivost detekce [5].

5 Metody detekce QRS komplexu

Pro detekci QRS komplexu existuje velké množství metod. V této kapitole budou popsány vybrané metody. Nadcházející kapitola je také věnována popisům a realizaci dalších metod detekce.

5.1 Metody založené na derivacích

Algoritmy založené na derivacích patří mezi nejstarší metody detekce QRS komplexu. V této metodě, je signál nejčastěji předzpracován pomocí derivace a využívá se charakteristické strmosti hran QRS komplexu. Takto vzniklý průběh je vhodný pro následující detekci. Možnosti derivačních filtrů jsou popsány rovnicemi:

$$y_1(n) = x(n+1) - x(n-1), \quad (1)$$

$$y_1(n) = 2x(n+2) + x(n+1) - x(n-1) - 2x(n-2), \quad (2)$$

$$y_1(n) = x(n) - x(n-1). \quad (3)$$

Takto zpracovaný signál můžeme považovat za výstup z fáze předzpracování, čili:

$$z(n) = y_1(n). \quad (4)$$

Některé algoritmy dále počítají i druhou derivaci vyjádřenou rovnicí:

$$y_2(n) = x(n+2) - 2x(n) + x(n-2), \quad (5)$$

kteřá slouží k lineární kombinaci absolutních hodnot první a druhé derivace vstupního signálu. Vyjádřeno rovnicí:

$$z(n) = 1,3|y_1(n)| + 1,1|y_2(n)|. \quad (6)$$

Takto zpracovaný signál vstupuje do rozhodovací fáze, kde následuje detekce QRS komplexů a aplikace rozhodovacích pravidel. Samotná detekce je uskutečněna porovnáním jednotlivých vzorků předzpracovaného signálu s prahem. Typ prahu může být zvolen jak pevný, tak i adaptivní.

Většina QRS detektorů používá následující nebo podobnou metodu k určení prahové hodnoty, tedy:

$$\theta_x = 0,3 \dots 0,4 \cdot \max[x], \quad (7)$$

kde práh je nastaven na 30–40% maxima signálu.

Nakonec detektor může být doplněn o korekční pravidla, jejichž účelem je zvýšení spolehlivosti detekce [5].

5.2 Metody založené na číslicové filtraci

Algoritmy založené na číslicové filtraci využívají sofistikované digitální filtrace.

V algoritmu představeném v [12] je EKG signál filtrován dvojicí paralelně řazených filtrů typu dolní propust s rozdílnými mezními frekvencemi. Rozdíl mezi výstupy obou filtrů $y_1(n)$ má charakter EKG signálu filtrovaného filtrem typu PP. Takto upravený signál je následně zpracován dle rovnice:

$$y_2(n) = y_1(n) \left[\sum_{k=-m}^m y_1^2(n+k) \right]^2. \quad (8)$$

Tato nelineární operace vede k potlačení malých hodnot a vyhlazení vrcholů signálu. Výsledný signál $z(n)$, vhodný pro detekci QRS komplexů, je tvořen ze signálu $y_2(n)$ přidáváním dalších omezení na výstupní signál z filtru typu DP s větší mezní frekvencí. Práh je adaptivně nastavován podle rovnice:

$$\theta = \frac{\max[z(n)]}{8}. \quad (9)$$

Existuje mnoho dalších podobných návrhů, které mají společnou fázi předzpracování. Následně je signál umocněn a zprůměrován, abychom získali výsledný signál $z(n)$, který je vhodný pro detekci. V těchto algoritmech je volen adaptivní práh, který je nastavován v závislosti na velikosti extrémů signálu. K samotné detekci dochází porovnáváním signálu se zvoleným prahem. Rozhodovací pravidla jsou založená na odhadnutí úrovně šumu v signálu a velikostí detekovaných vrcholů [5]

5.3 Metody založené na vlnkové transformaci

Funkce vlnkové transformace $f(t)$ je definována jako integrální transformace, dle rovnice:

$$Wf(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi_{a,b}^*(t) dt, \quad (10)$$

kde $\Psi^*(t)$ značí komplexně sdruženou funkci $\Psi(t)$. Transformace nám umožňuje získat časově-měřítkový popis signálu podobný časově-frekvenčnímu popisu signálu krátkodobé Fourierovy transformace (STFT – z angl. Short-Time Fourier Transform). Na rozdíl od STFT, vlnková transformace (WT – z angl. Wavelet transform) využívá soubor analyzačních funkcí, které nám umožňují časově proměnné a frekvenční rozlišení pro různá frekvenční pásma. Tento soubor analyzačních funkcí $\Psi_{a,b}(t)$ je odvozen z mateřské vlny $\Psi(t)$ popsané rovnicí:

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (11)$$

kde a, b jsou parametry roztažení měřítka a přepočtu. Mateřská vlna je krátká oscilace s nulovou střední hodnotou.

Diskrétní vlnková transformace (DWT – z angl. Discrete Wavelet Transform) je důsledkem diskretizace stupnice a přepočtových parametrů. Zvolení parametrů: $a = 2^j$, $b = n \cdot 2^j$, kde $j, n \in \mathbb{Z}$ vede k dyadické diskrétní vlnkové transformaci (DyWT – z angl. Dyadic DWT):

$$Wf(2^j, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \Psi_{2^j,b}^*(t) dt, \quad (12)$$

$$\Psi_{2^j,b}(t) = \frac{1}{2^{\frac{j}{2}}} \cdot \Psi\left(\frac{t-b}{2^j}\right) = \frac{1}{2^{\frac{j}{2}}} \cdot \Psi\left(\frac{t}{2^j} - n\right). \quad (13)$$

Přestože DyWT je definována rovnicemi (12) a (13) jako integrální transformace, obvykle je realizována dyadickou bankou filtrů. Do této banky filtrů vstupuje signál EKG [5].

Většina detektorů využívající vlnkové transformace jsou založeny na principu navrženého Malattem a Hwangem. V těchto algoritmech dochází ke zkoumání singularit mezi funkcí $f(t)$ a lokálními maximy v její vlnkové transformaci $Wf(a, t)$. Klasifikace špiček je provedena výpočtem stupně singularity, pomocí lokální Lipschitzovy pravidelnosti α , jejíž hodnota je určena z rozkladu koeficientů WT dle rovnic [5]:

$$\alpha_j = \log_2 |Wf(2^{j+1}, n^{j+1})| - \log_2 |Wf(2^j, n^j)| \quad (14)$$

$$\alpha = \frac{\alpha_1 + \alpha_2}{2}. \quad (15)$$

5.4 Metoda založená na počítání průchodů signálu nulovou hladinou

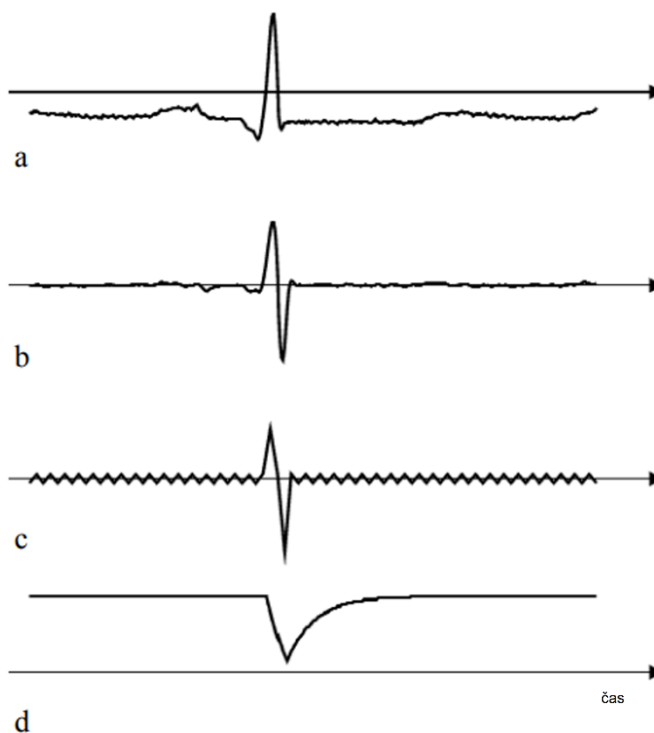
V první řadě je nutné předzpracovat signál do podoby, ze které lze detekovat QRS komplexy. Vstupní signál je nejdříve filtrován PP a následně je nelineárně transformován dle rovnice:

$$y(n) = \text{sign}(x_f(n) \cdot x_f^2(n)), \quad (16)$$

kde $y(n)$ je transformovaný signál a $x_f(n)$ je filtrovaný signál. Samotná detekce je založena na počtu průchodů signálu nulovou hladinou. Proto je nutné přidat vysokofrekvenční složku $b(n)$, která byla filtrována PP. Součtem vysokofrekvenční složky $b(n)$ a signálu $y(n)$ vznikne signál $z(n)$. Ze signálu $z(n)$ je patrné (viz obr. 9), že k četnému počtu průchodu signálu nulovou hladinou dochází mimo QRS komplex. Zároveň také dochází ke značně nižšímu počtu průchodu signálu nulovou hladinou v místech výskytu QRS komplexů. Vysokofrekvenční složka je dána vzorcem:

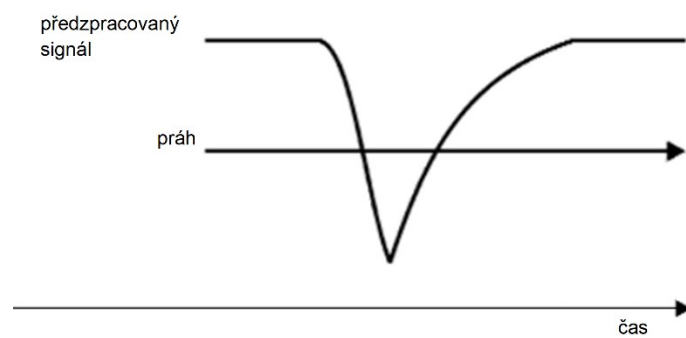
$$b(n) = (-1)^n \cdot K(n), \quad (17)$$

kde $K(n)$ je amplituda vysokofrekvenční složky. Poslední fází předzpracování je zvýraznění míst s nízkým počtem průchodů nulovou hladinou signálu (viz obr. 9). Na obr. 9 je zobrazen vstupní signál a jeho předzpracování.



Obrázek 9: Předzpracování signálu, metoda založená na počítání průchodů signálu nulovou hladinou
a) vstupní EKG signál, b) EKG signál filtrovaný PP $x_f(n)$, c) signál po přidání vysokofrekvenční složky $z(n)$ d) předzpracovaný signál k detekci [13] upraveno

Nakonec je vytvořen adaptivní práh, který je porovnáván s jednotlivými vzorky předzpracovaného signálu (viz obr. 10). Jestliže je nalezen vzorek menší než hodnota prahu, je detekován začátek QRS komplexu. Konec QRS komplexu je dán prvním vzorkem, který je opět větší než prahová hodnota. Přesná poloha R-kmitu je určena jako maximum ze stejného úseku v transformovaném signálu $y(n)$ [5, 13]. Na obrázku č. 10 je zobrazen postup detekce jednotlivých QRS komplexů.



Obrázek 10: Detekce, metoda založená na počítání průchodů signálu nulovou hladinou [13] upraveno

6 Realizace a návrhy detektorů v prostředí Matlab

Na základě znalostí získaných z teoretické části práce budou v této kapitole popsány návrhy a realizace tří vybraných metod a algoritmů pro detekci QRS komplexu. Samotná realizace algoritmů je provedena v programovém prostředí Matlab. Matlab slouží především jako nástroj k: analýze, zpracování a následného vykreslení dat, vytváření návrhů algoritmů, počítačovou simulaci a pro řešení vědeckotechnických výpočtů. Pro zefektivnění a zjednodušení práce Matlab obsahuje různé Toolboxy (knihovny). V této práci bude využit Signal Processing Toolbox obsahující funkce pro filtraci a transformaci signálu.

Práce se blíže zabývá třemi typy detektorů. A to detektory založenými na:

- Umocnění filtrovaného signálu,
- Obálce filtrovaného signálu,
- Rozkladu signálu bankou filtrů.

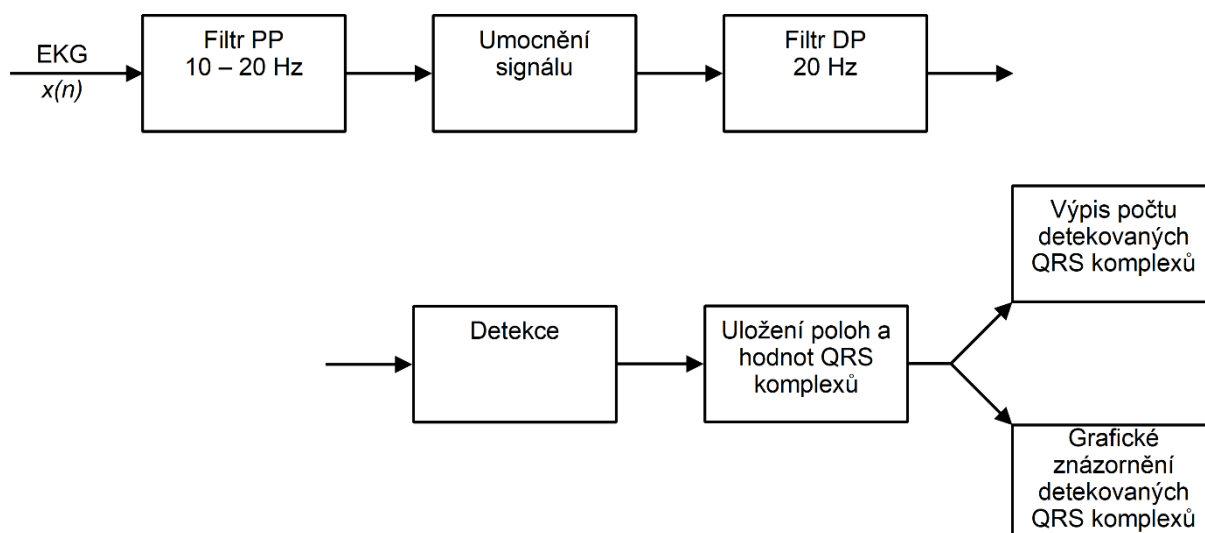
U takto realizovaných detektorů je vstupní signál nejdříve upraven filtrací do vhodné podoby k následné detekci. Detekce tudíž probíhá již na předzpracovaném signálu. Realizované detektory využívají adaptivní prahová kritéria, která oproti pevnému prahu, umožňují přizpůsobení prahu vývoji EKG signálu.

6.1 Návrh detektoru založeného na metodě umocnění filtrovaného signálu

Tento detektor je založen na principu umocnění předzpracovaného signálu. Na obrázku č. 11 je zobrazeno blokové schéma návrhu realizace detektoru. Před přivedením EKG signálu na vstup samotného detektoru je signál filtrován pomocí digitálního filtru PP. Tato PP je nastavena na dolní mezní kmitočet 10 Hz a horní mezní kmitočet 20 Hz (viz kap. 4). Frekvenční rozsah PP je volen tak, aby odpovídal výkonovému spektru QRS komplexu v EKG signálu (viz kapitola 4.1). Touto filtrací sice signál ztrácí svou diagnostickou hodnotu, ale pro potřeby detekce QRS komplexů je výhodný. Dále také dojde k odfiltrování artefaktů a nepotřebných elementů EKG křivky, které by detekci komplikovaly (viz kap. 3). Signál je následně umocněn pro zdůraznění oblastí s výskytem QRS komplexu. Umocněním se všechny záporné hodnoty signálu dostanou do kladných hodnot a také dojde ke zvýraznění špiček signálu. Poslední fází předzpracování je filtrace filtrem typu DP o mezní frekvenci 20 Hz. Po průchodu DP je signál vyhlazen a připraven pro přivedení na vstup detektoru. Úkolem detektoru je detekovat maxima předzpracovaného signálu, která odpovídají maximům R-kmitů [14].

Nejdříve je nutno vybrat typ prahu a následně práh nastavit. Prahy dělíme na adaptivní a pevné. Výhodou adaptivního prahu je, že dokáže detekovat kmity s různou amplitudou. Proto je pro tento detektor vybrán adaptivní práh. Počáteční hodnota prahu je určena v tzv. fázi učení. V této fázi je nalezeno maximum z prvních dvou sekund signálu. Dvě sekundy jsou voleny právě proto, aby se v tomto časovém úseku vyskytl alespoň jeden QRS komplex. Práh je nastaven na 40 % maxima (viz kapitola 5.1). Pokud je detekován nový QRS komplex, práh je nastaven na 40 % detekovaného maxima z QRS komplexu. Dojde-li k překročení prahu, na signál je použito okno, které odpovídá době trvání QRS komplexu, tedy 100 ms (100 vzorků u přiložených signálů). Z okna je vybrán vzorek s nejvyšší hodnotou a je uložena jeho poloha a hodnota. Takto nalezená maxima odpovídají R-kmitům.

Výstupem detektoru je výpis počtu detekovaných QRS komplexů v daném svodu a jejich grafické znázornění na vstupním signálu.



Obrázek 11: Blokové schéma návrhu detektoru založeného na umocnění filtrovaného signálu

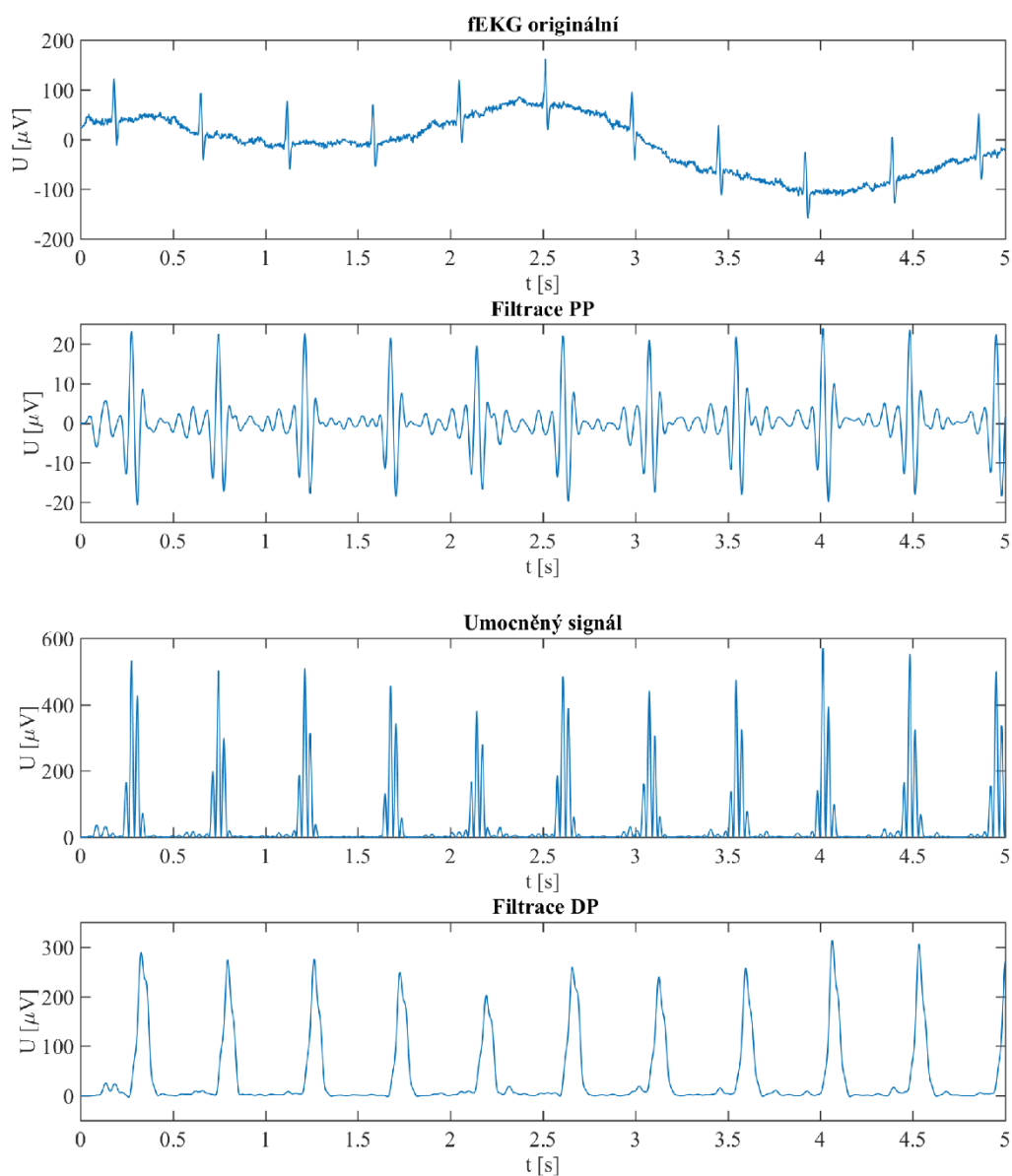
6.2 Realizace detektoru založeného na metodě umocnění filtrovaného signálu

EKG signál, ve kterém chceme detekovat QRS komplexy, je načten pomocí funkce *load*. Z načteného signálu se následně vybírá svod, který je předzpracován a proběhne na něm detekce QRS komplexů. Svod je reprezentován vektorem čísel, vybraným z matice. Takto oddělený vektor je filtrován filtrem PP. Pro filtraci jsou použity funkce *fir1* a *filter*. Funkce *fir1(n, Wn, „ftype“)* slouží k nastavení parametrů filtru. První vstupní parametr filtru označený písmenem *n* představuje délku impulzní charakteristiky filtru. Druhým vstupním parametrem filtru, označeným písmenem *Wn*, se nastavuje mezní frekvence filtru a poslední vstupní parametr, označený jako „ftype“, určuje, o jaký typ filtru se jedná. V tomto případě je PP nastavena na *fir1(n = 201, Wn = 10–20 Hz, „ftype“ = „bandpass“)*. Výše zmíněná funkce *filter(b, a, x)* slouží k provedení samotné filtrace. Do funkce *filter* vstupují tyto parametry: *b*, *a*, *x*, kde *b* je čitatelem přenosové funkce (v tomto případě vyjádřeno výstupem funkce *fir1*), *a* je jmenovatel přenosové funkce (v tomto případě dosazeno číslo 1) a *x* značí signál (v tomto případě proměnná obsahující vektor vybraného svodu), který vstupuje do filtru.

Signál vystupující z filtru PP je umocněn. Takto upravený signál poté vstupuje do posledního filtru typu DP. Tento filtr je realizován stejným způsobem jako předchozí filtr, pouze se liší vstupními parametry *n* (*n = 101*), *Wn* (*Wn = 20Hz*) a „ftype“ (*ftype = „low“*). Průchodem DP je signál zvýrazněn a vyhlazen. Na obrázku č. 12 je zobrazeno výše popsané předzpracování signálu (prvních 5 sekund signálu *r01_edfm_D*). Po filtraci FIR filtrem vzniká zpoždění. Toto zpoždění je nutné pro každý filtr korigovat vzorcem:

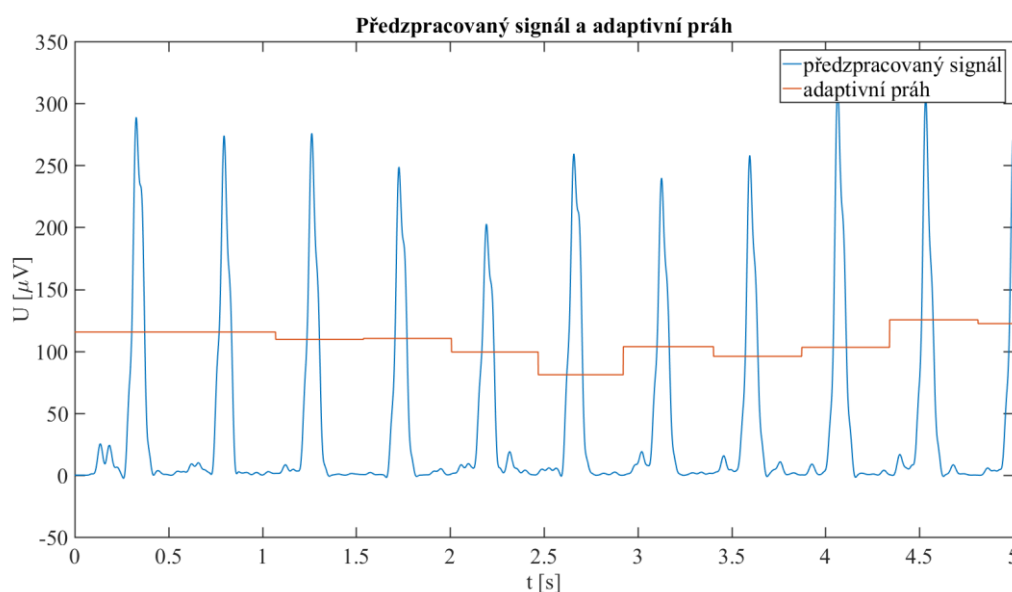
$$\tau = \frac{n - 1}{2}, \quad (18)$$

kde *n* je délka impulzní charakteristiky a τ označuje počet vzorků zpoždění.



Obrázek 12: Metoda umocnění filtrovaného signálu, ukázka předzpracování signálu

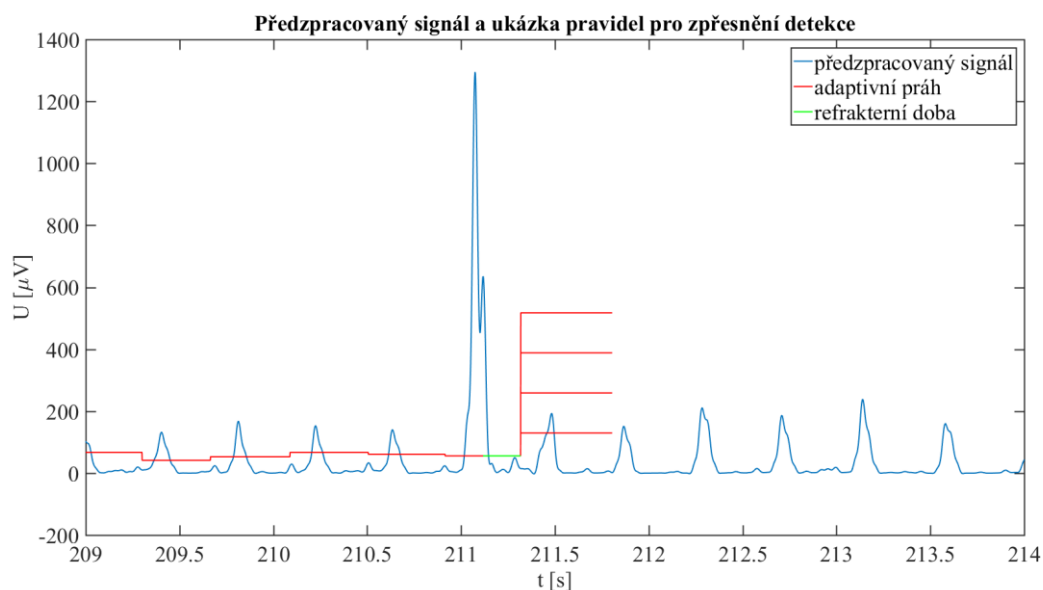
Dále následuje vytvoření adaptivního prahu. Počáteční hodnota prahu je nastavena na 40 % maxima (pomocí funkce *max*) z prvních dvou sekund signálu (nutnost výskytu alespoň jednoho QRS komplexu) a uložena do proměnné *prah*. Po každé detekci QRS komplexu se práh nastaví na 40 % hodnoty jeho maxima a proměnná *prah* je přepsána na nově nalezenou hodnotu. Obrázek č. 13 zobrazuje chování adaptivního prahu na předzpracovaném signálu.



Obrázek 13: Průběh adaptivního prahu

Pomocí cyklu *while* je porovnáván každý vzorek signálu s adaptivním prahem. Jestliže je vzorek menší než aktuální hodnota prahu, porovnává se následující vzorek. Když je vzorek větší nebo roven prahu, aplikuje se okno (proměnná *okno*, která odpovídá době trvání QRS komplexu), viz kapitola 2.4, o velikosti 100 vzorků. Z těchto vzorků je vybráno maximum odpovídající R-kmitu. Hodnoty a polohy všech detekovaných maxim jsou ukládány do předem připravených proměnných. Poté je k prvnímu vzorku, který je větší nebo roven hodnotě prahu, připočtena délka okna (100 vzorků) a refrakterní doba 200 vzorků (viz kap. 1.2.2) a od tohoto místa detekce dále pokračuje výše popsáním způsobem.

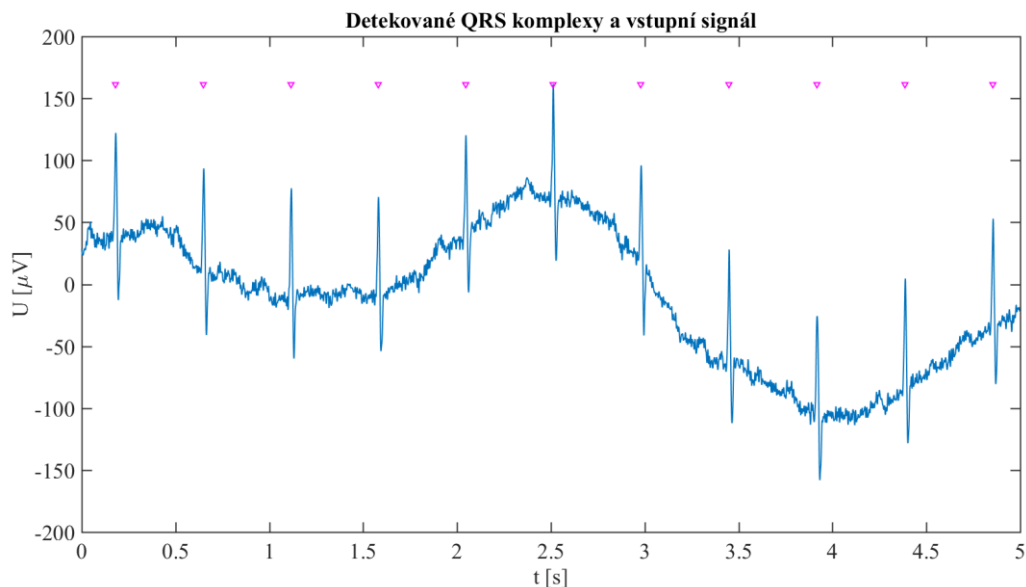
Pro zpřesnění detekce jsou zavedena dvě pravidla. První pravidlo ošetřuje příliš krátkou vzdálenost mezi QRS komplexy přidáním refrakterní doby (viz obr. 14), která odpovídá 200 ms (viz kap. 1.2.2). Po tuto dobu nedochází k porovnávání vzorků s prahem. Naopak druhé pravidlo je zavedeno k ošetření příliš velké vzdálenosti mezi QRS komplexy. Nastane-li případ, kdy je vzdálenost mezi posledním detekovaným R-kmitem a aktuálně porovnávaným vzorkem větší než 1,66 násobek [15] průměrné vzdálenosti R-kmitů, dochází k postupnému snižování detekčního prahu a opětovné detekci (viz obr. 14). První snížení je na 30 % stávající hodnoty prahu. Detekovat se začíná od prvního vzorku, který je větší nebo roven prahu posledního detekovaného QRS komplexu s připočtenými vzorky odpovídající délce okna a refrakterní době. Pokud stále není nalezena hodnota, která je větší nebo rovna prahu, práh je dále snižován na 20 % a 10 % původní hodnoty prahu. Pokud ani poté není nalezena nadprahová hodnota nebo hodnota odpovídající hodnotě prahu, detekce pokračuje obvyklým způsobem (práh zůstává na 10 % původního prahu) dokud není nalezen vzorek větší nebo roven prahu. Na takto nalezený vzorek signálu se opět aplikuje okno a z něj je určen R-kmit. Aby nedocházelo k postupnému snižování prahu, hodnota prahu je opět nastavena na 40 % hodnoty předešlého R-kmitu. Výše popsaná pravidla pro zpřesnění detekce jsou zobrazena na obrázku č. 14.



Obrázek 14: Ukázka pravidel pro zpřesnění detekce (předzpracovaný signál *r01_edfm_D*)

Po skončení *while* cyklu je pomocí funkce *fprintf* do Command Window vypsán počet detekovaných QRS komplexů a následně je provedena grafická prezentace výsledků pomocí funkce *plot* (viz obr. 15).

Detektor založený na výše popsané metodě je prakticky realizována v programu *Umocneni.m*. Detekční část všech realizovaných detektorů je pro větší přehlednost zdrojového kódu realizována funkcí *Detekce_QRS.m*.



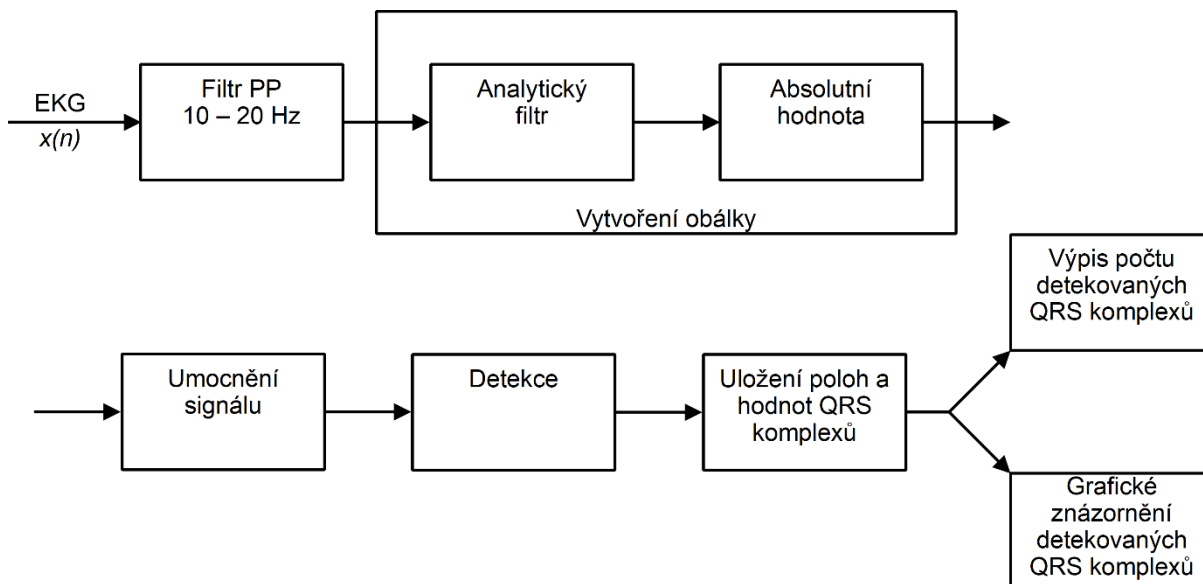
Obrázek 15: Ukázka grafického znázornění detekovaných QRS komplexů

6.3 Návrh detektoru založeného na metodě obálky filtrovaného signálu

Tento detektor je založen na podobném principu jako předchozí popsaný detektor, lišící se hlavně ve fázi předzpracování signálu. Na obrázku č. 16 je zobrazeno blokové schéma návrhu realizace detektoru. Vstupní signál je ze stejných důvodů, jako u detektoru založeného na umocnění filtrovaného signálu,

filtrován PP se stejnými mezními kmitočty. Hlavním rozdílem předzpracování je vytvoření a umocnění obálky takto filtrovaného signálu. Dále je obálka signálu umocněna a připravena k detekci. Tímto způsobem předzpracování je signál zbaven nedokonalého vyhlazení, ke kterému mohlo dojít použitím DP. Nedokonalé vyhlazení signálu může snížit kvalitu detekce.

Samotná detekční fáze je stejná jako u předchozího popisovaného detektoru.

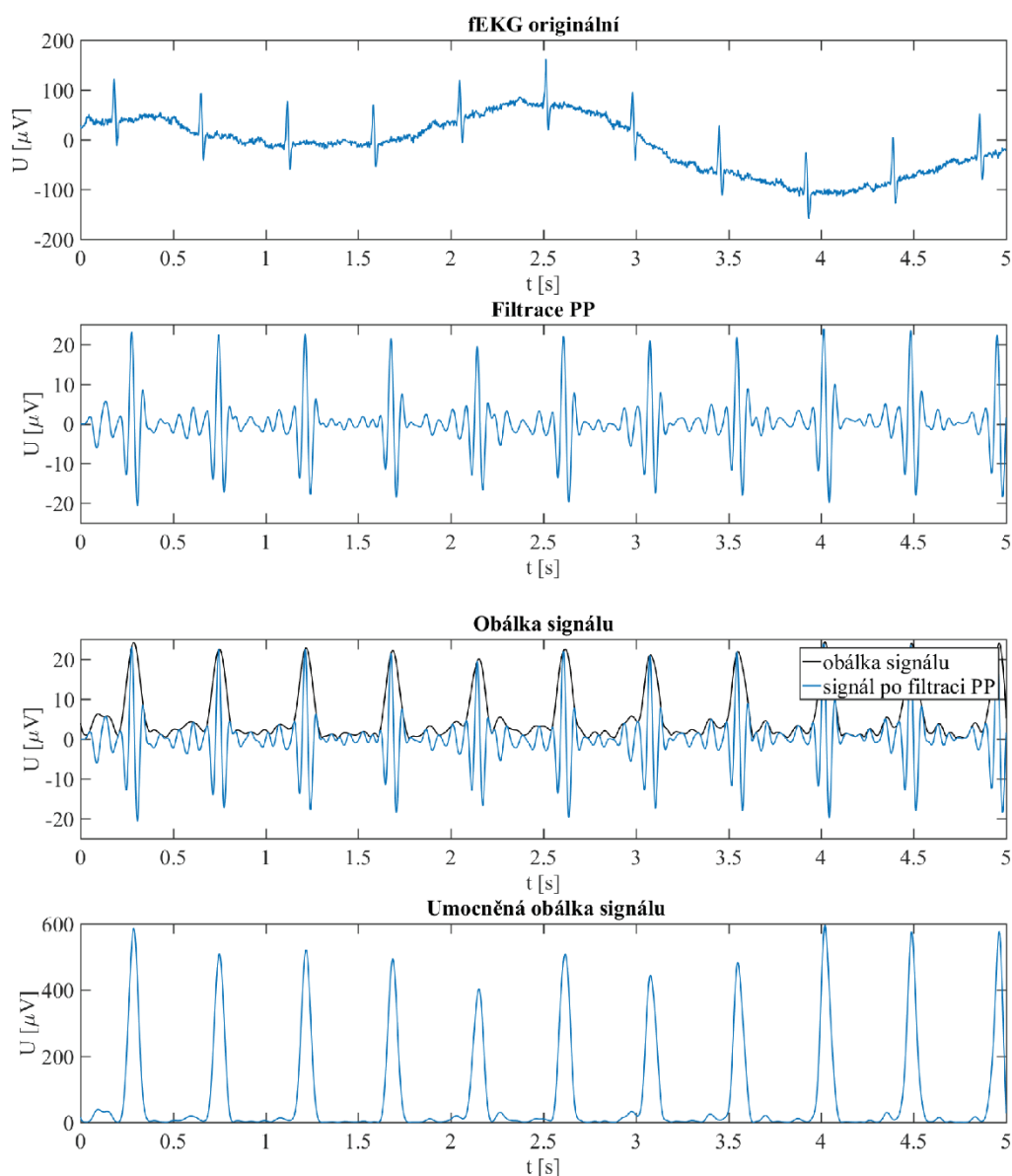


Obrázek 16: Blokové schéma návrhu detektoru založeného na obálce filtrovaného signálu

6.4 Realizace detektoru založeného na metodě obálky filtrovaného signálu

Detektor založený na metodě obálky filtrovaného signálu je prakticky realizována v programu *Obalka.m*. Program lze také rozdělit na dvě hlavní části, část filtrace a detekce, která je realizována funkcí *Detekce_QRS.m*.

V první části programu se jedná o výběr signálu, svodu (totožné s realizací programu *Umocneni.m*) a jeho předzpracování. Nejdříve je signál filtrován PP (totožné nastavení PP jako v programu *Umocneni.m*), aby došlo k zvýraznění QRS komplexu a odstranění rušení. Dalším krokem je vytvoření obálky takto filtrovaného signálu pomocí funkcí *hilbert* a *abs*. Funkcí *hilbert* vytvoříme z reálného signálu, filtrovaného PP, signál analytický. Vytvořením absolutní hodnoty analytického signálu, pomocí funkce *abs*, získáme obálku signálu, která je dále ještě umocněna (viz. kap. 6.1). Na obrázku č. 17 je zobrazeno předzpracování signálu pro danou metodu (prvních 5 sekund signálu *r01_edfm_D*).



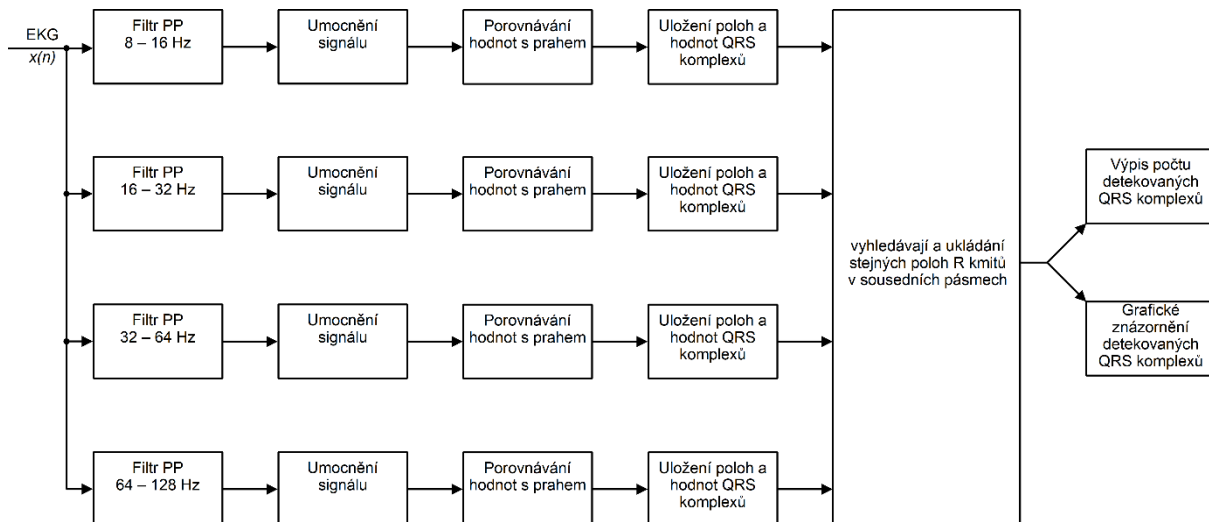
Obrázek 17 Metoda obálky filtrovaného signálu, ukázka předzpracování signálu

Zde končí část předzpracování a signál je připraven k detekci, která je naprosto stejná jako u detektoru založeném na umocnění filtrovaného signálu. Po skončení detekce je opět použita funkce *fprintf*, která vypíše počet detekovaných QRS komplexů do Command Window a funkcí *plot* je provedena grafická prezentace výsledků detekce.

6.5 Návrh detektoru založeného na metodě rozkladu signálu bankou filtrů

Signál je rozdělen pomocí tzv. banky filtrů, která se skládá z PP s rozdílnými mezními kmitočty, na tzv. pásma. Dle [16] je zvoleno dyadické rozložení, které je odpovídající frekvenčnímu rozsahu QRS komplexu. V tomto případě se jedná o rozdělení do čtyř pásem. Poté je signál v každém pásmu umocněn, aby došlo k převedení záporných hodnot signálu do hodnot kladných a zvýraznění oblastí výskytu QRS komplexu. V každém pásmu proběhne detekce hodnot odpovídající potenciálním QRS komplexům. Dále jsou nalezené hodnoty v sousedních pásmech porovnávány mezi sebou. Pokud byly

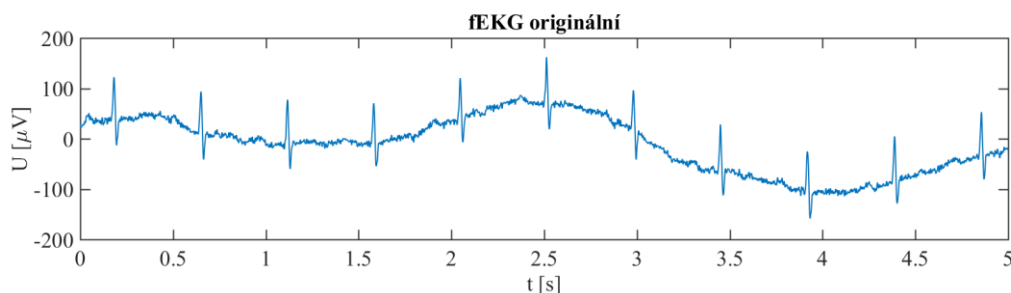
hodnoty detekovány na stejných místech, jsou označeny za QRS komplexy. Blokové schéma návrhu detektoru založeného na výše popsané metodě je zobrazeno na obrázku č. 18.



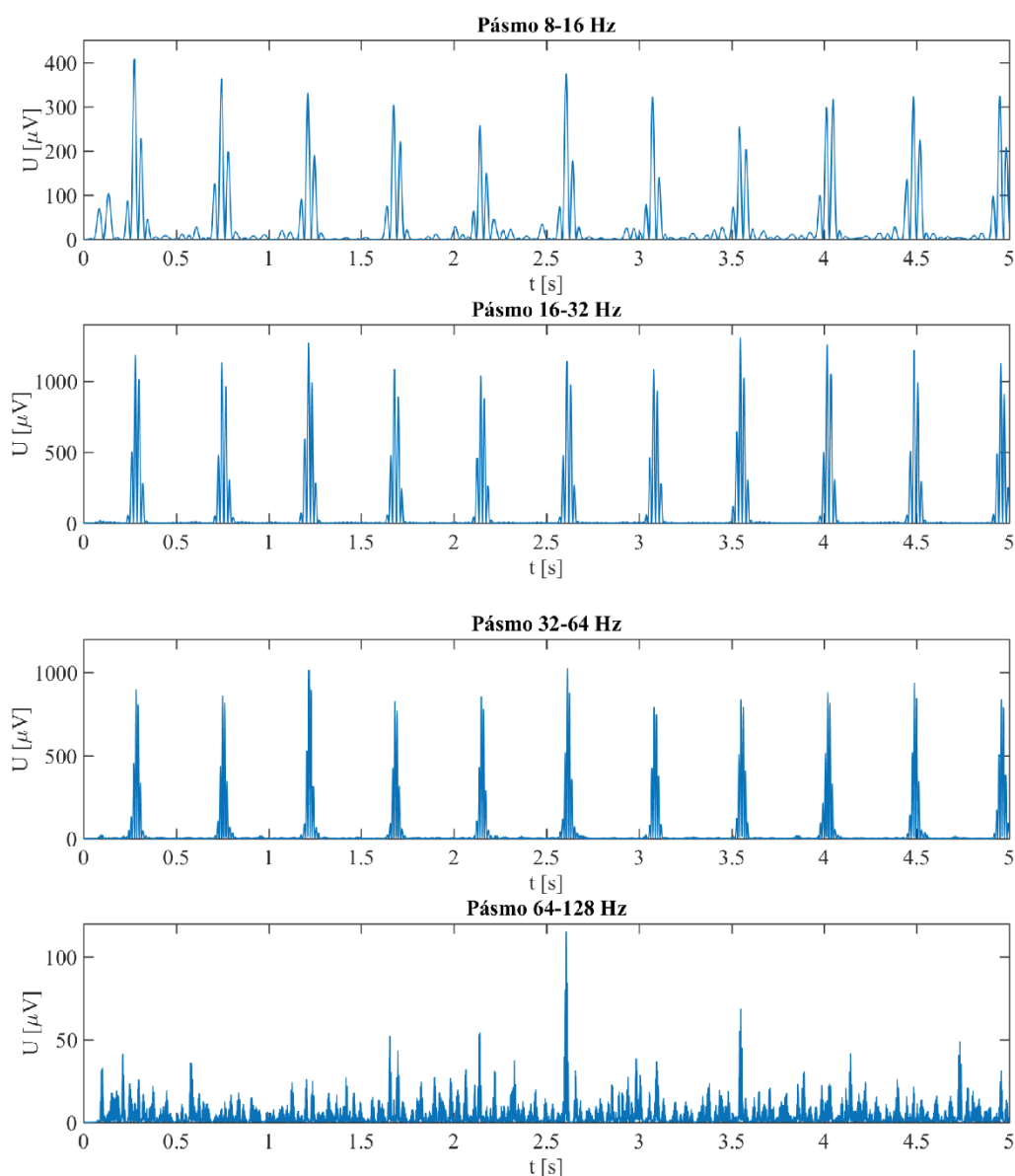
Obrázek 18: Blokové schéma návrhu detektoru založeného na rozkladu signálu bankou filtrů

6.6 Realizace detektoru založeného na metodě rozkladu signálu bankou filtrů

Vstupní signál je rozložen bankou filtrů, do čtyř pásem a to: 8–16 Hz, 16–32 Hz, 32–64 Hz a 64–128 Hz. Filtry jsou realizovány pomocí funkcí *fir1* a *filter*. Obdobně jako u předchozích dvou detektorů je třeba zvolit délku impulzní charakteristiky, mezní frekvence a typ filtru. V tomto případě jsou PP nastaveny na *fir1* ($n = 201$, $Wn = 8\text{--}16\dots64\text{--}128$ Hz, „ftype“ = „bandpass“). Samotná filtrace signálu je provedena funkcí *filter*, která je nastavena stejně jako u předešlých dvou detektorů. Dále je signál umocněn, aby došlo ke zvýraznění míst výskytu QRS komplexů. Na obrázku č. 19 je zobrazen vstupní signál (prvních 5 sekund signálu *r01_edfm_D*) a na obrázku č. 20 je signál rozdělen do pásem a předzpracován.

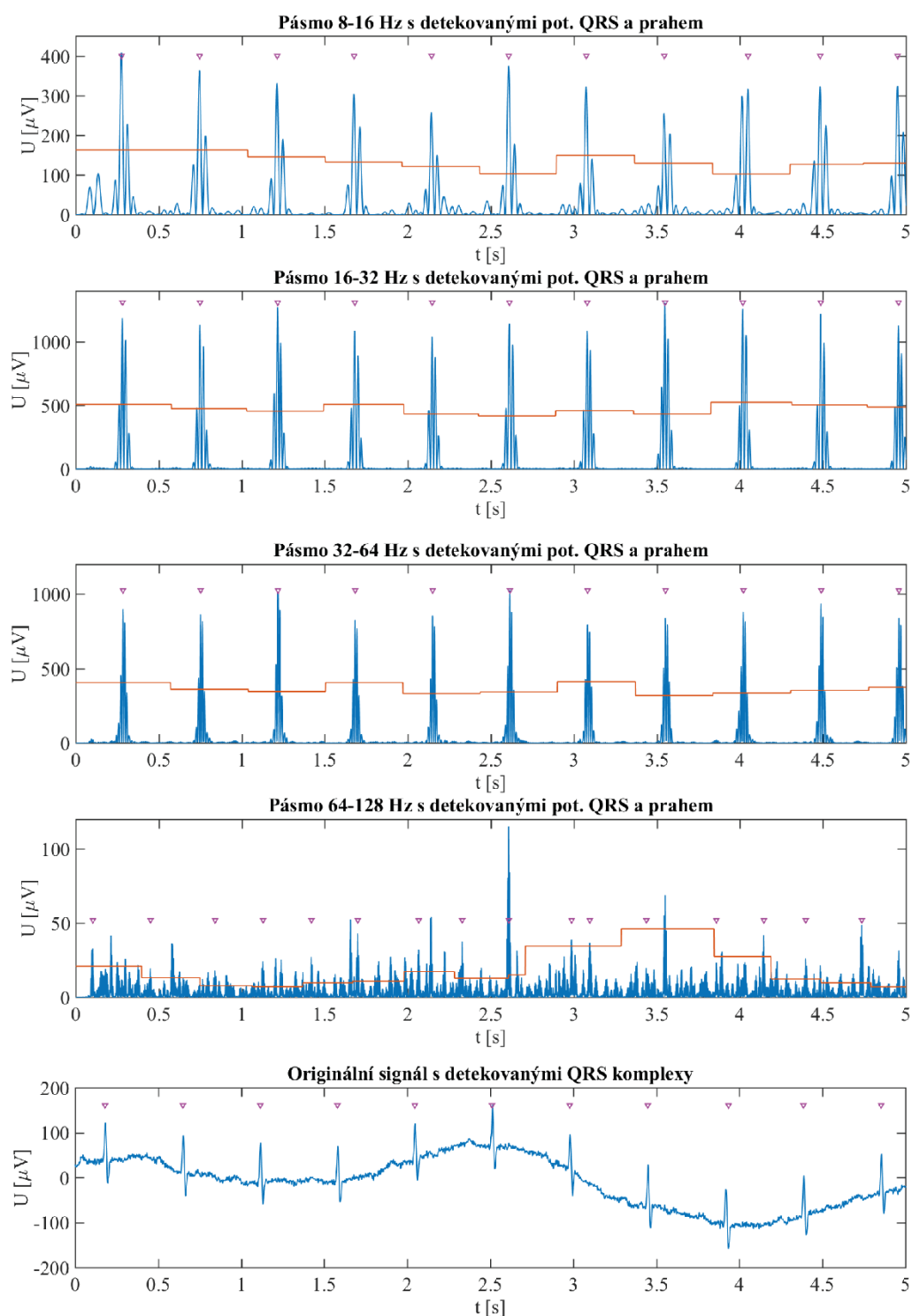


Obrázek 19: Metoda rozkladu signálu bankou filtrů, vstupní signál



Obrázek 20: Metoda rozkladu signálu bankou filtrů, ukázka předzpracování signálu

V každém pásmu zvlášť proběhne detekce pomocí funkce *Detekce_QRS.m*. Na nalezená maxima z jednotlivých pásem pohlížíme jako na potenciální QRS komplexy a ty jsou zapisovány do připravených proměnných. Pomocí *for* cyklu jsou potenciální QRS komplexy rozdělovány do skupin odpovídajících dvousekundovému úseku signálu. Počet detekovaných potenciálních QRS komplexů v jednotlivých skupinách se může lišit, proto je vybrána nejdelší skupina a zbylé skupiny jsou doplňovány nulami na její délku. Poté dochází pomocí *while* cyklů k porovnávání detekovaných potenciálních QRS komplexů v sousedních úsecích. Jestliže je jejich poloha stejná nebo se liší o ± 50 vzorků, jedná se o QRS komplex. Tyto QRS komplexy jsou pomocí dalšího *while* cyklu kontrolovány, aby nedocházelo k ukládání stejných nebo blízkých poloh QRS komplexů z různých pásem. Na obrázku č. 21 je v prvních čtyřech grafech zobrazena detekce potenciálních QRS komplexů v jednotlivých pásmech a poslední graf zobrazuje detekované QRS komplexy. Jedná se o prvních 5 sekund signálu *r01_edfm_D*.



Obrázek 21: Detekce potenciálních QRS komplexů v jednotlivých pásmech a výsledná detekce QRS komplexů

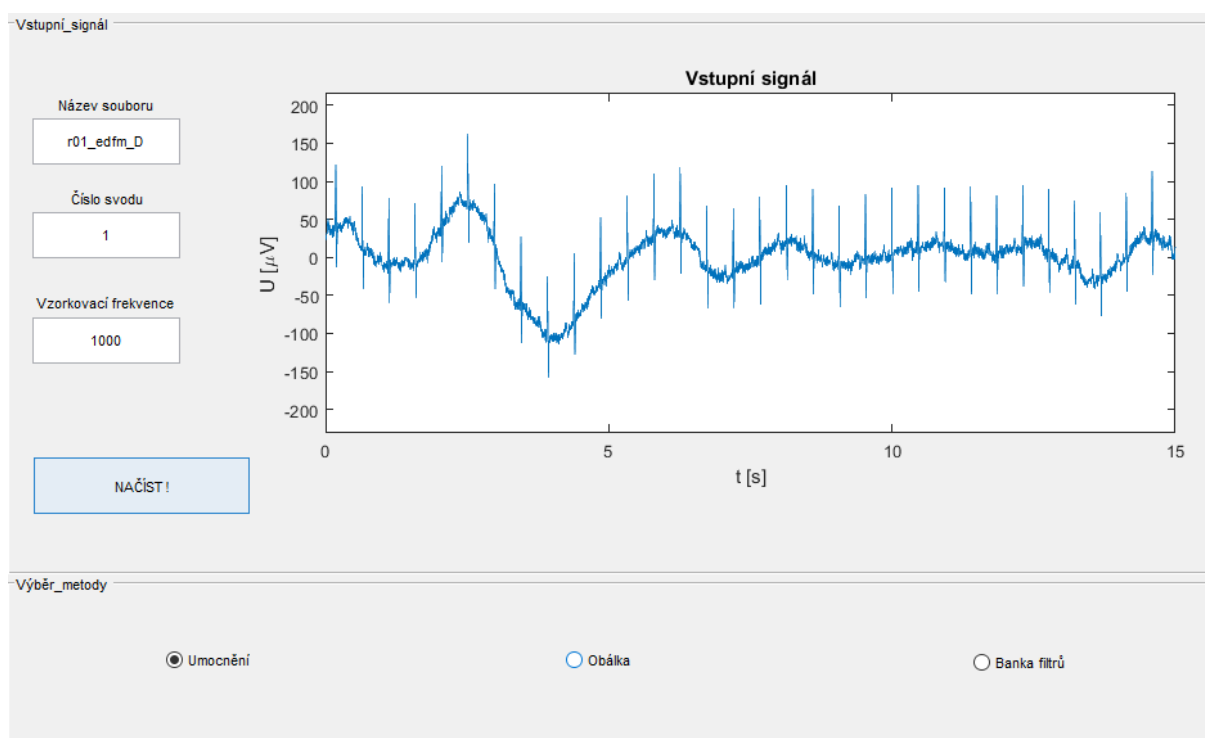
Po skončení detekce je opět pomocí funkcí *fprintf* a *plot* realizován grafický a textový výstup detektoru. Detektor založený na výše popsané metodě je prakticky realizován v programu *Banka.m*.

7 Grafické uživatelské prostředí (GUI)

Z důvodů přehlednosti, snadnějšího uživatelského ovládání a prezentace detektorů bylo vytvořeno grafické uživatelské prostředí (GUI), které je zobrazeno v příloze č. 1.

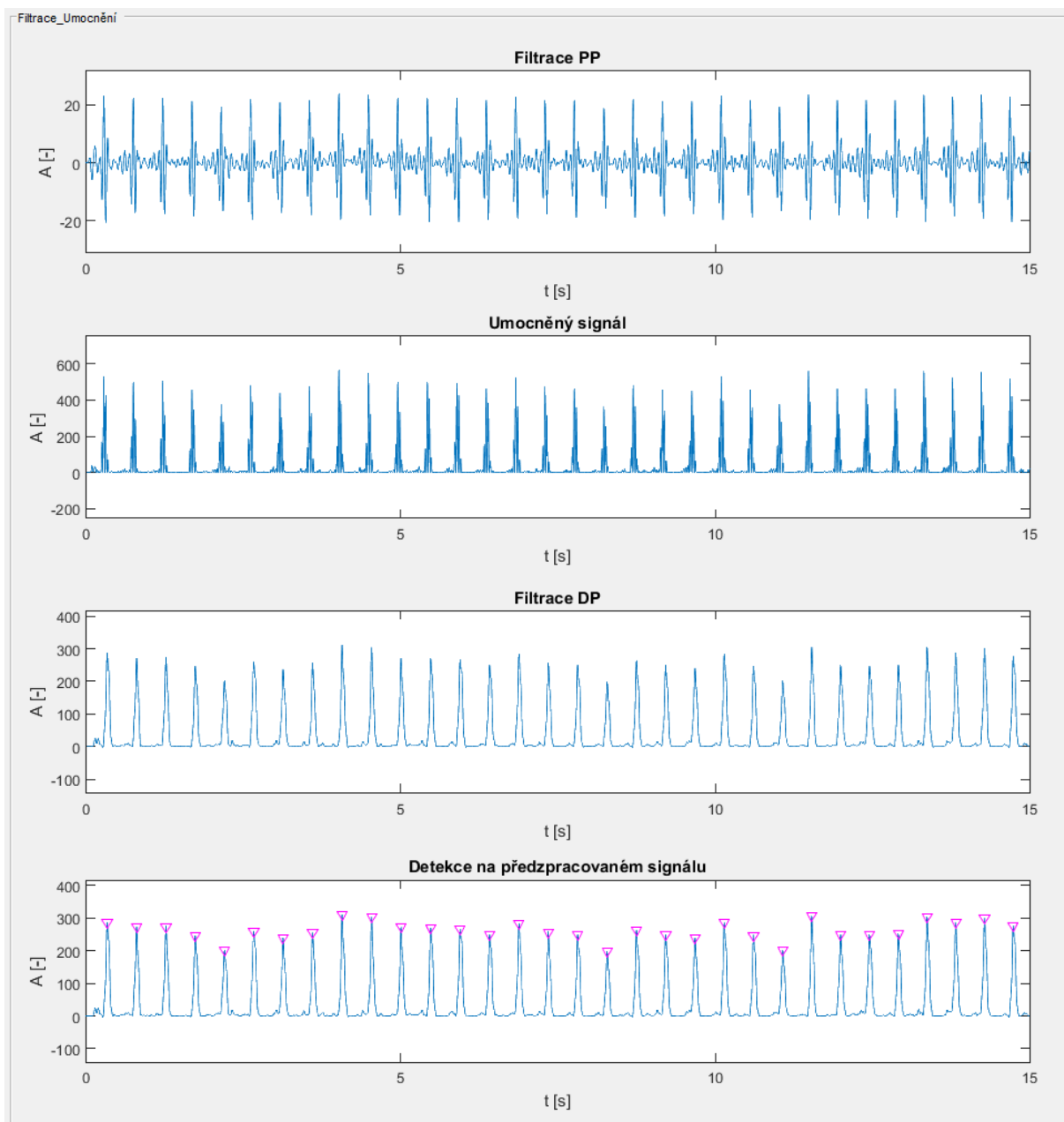
Realizované GUI se skládá z hlavního programu *GUI_PB.m* a tří skriptů: *GUI_Umocneni.m*, *GUI_Obalka.m* a *GUI_Banka.m*. Každý skript obsahuje kód pro předzpracování vstupního signálu, grafický a textový výstup typický pro danou metodu detekce. Samotná detekce je realizována výše popsanou funkcí *Detekce_QRS.m*.

GUI lze rozdělit do tří hlavních částí. V první části, zobrazené na obrázku č. 22, má uživatel možnost volby signálu, svodu, metody pro detekci QRS komplexu a také vzorkovací frekvence vstupního signálu. Po stisknutí tlačítka „NAČÍST!“ se uživateli zobrazí prvních patnáct sekund zvoleného signálu, který si může uživatel celý prohlédnout.



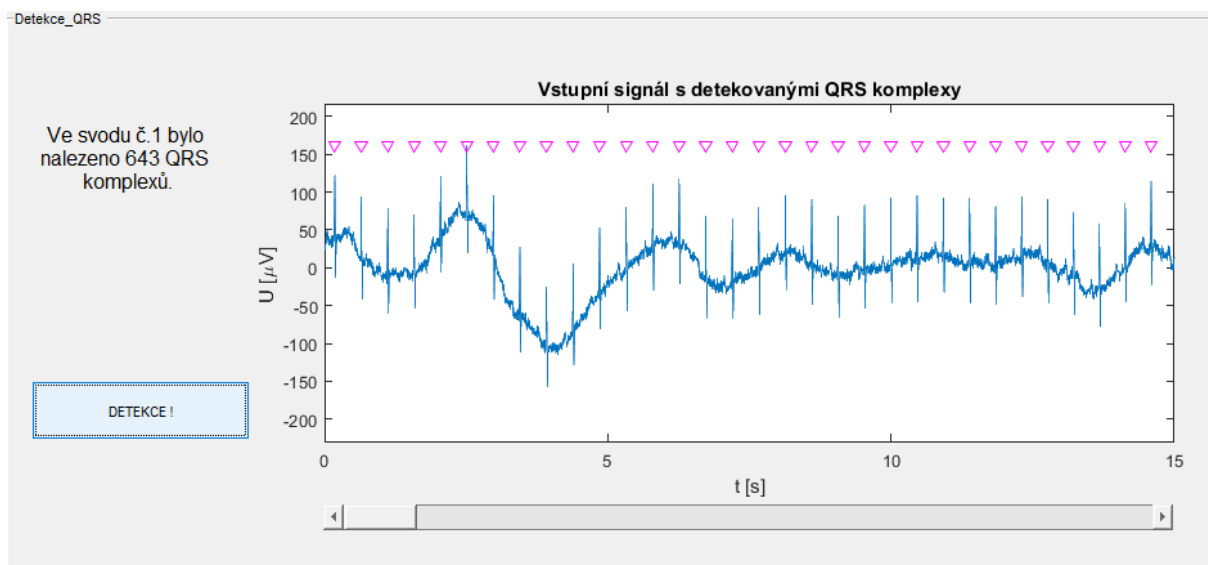
Obrázek 22: GUI – Vstup

V druhé části GUI (viz obr. 23), po stisknutí tlačítka „DETEKCE !“, je vykresleno kompletní předzpracování signálu typické pro zvolenou metodu detekce. V této části uživatel také najde signál, na kterém proběhla detekce, se zaznačenými detekovanými QRS komplexy.



Obrázek 23: GUI – Předzpracování signálu

Třetí část GUI je zaměřena na prezentaci výsledků detekce. V této části je opět zobrazen úsek vstupního signálu, ale již s detekovanými QRS komplexy. Uživatel zde také nalezne textový výstup, který udává počet detekovaných QRS komplexů v celém signálu. Na obrázku č. 24 je zobrazena třetí část GUI, která je zaměřena na prezentování výsledků detekce.



Obrázek 24: GUI – Presentace výsledků detekce

8 Hodnocení spolehlivosti detekce

8.1 Senzitivita a pozitivní prediktivní hodnota

Použití detektorů ve zdravotnických přístrojích vyžaduje otestování spolehlivosti detekce. Spolehlivost detektorů je zpravidla vyjádřena senzitivitou a pozitivní prediktivní hodnotou.

Senzitivita:

$$Se = \frac{TP}{TP + FN}, \quad < 0,1 >, \quad (19)$$

kde TP značí počet pozitivních detekcí (správně detekované QRS komplexy) a FN je počet falešně negativních detekcí (nedetekované QRS komplexy).

Pozitivní prediktivní hodnota:

$$+P = \frac{TP}{TP + FP}, \quad < 0,1 >, \quad (20)$$

kde TP opět značí počet pozitivních detekcí (správně detekované QRS komplexy) a FP je počet falešně pozitivních detekcí (nesprávně detekované QRS komplexy) [5].

Častěji se parametry spolehlivosti detekce uvádí dle vztahů (21, 22), kde výsledek není vyjádřen bezrozměrnou veličinou, nabývající hodnot od 0 do 1, ale v procentech.

Senzitivita:

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100, \quad [\%]. \quad (21)$$

Pozitivní prediktivní hodnota:

$$+P = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100, \quad [\%]. \quad (22)$$

Z popisu určení spolehlivosti detektorů vyplývá, že čím je dosaženo vyššího procenta u parametrů Se a $+P$, tím je detektor spolehlivější.

9 Testování spolehlivosti realizovaných detektorů

Cílem této práce je ověřit spolehlivost detektorů na syntetických i reálných datech z klinické praxe. U syntetických signálů je spolehlivost vyhodnocena subjektivní kontrolou, protože tato data neobsahují referenční polohy QRS komplexů. Pro testování na reálných datech byla vybrána veřejně dostupná databáze (viz kap. 9.1) společnosti PhysioNet. Tato databáze obsahuje vyznačené referenční polohy R-kmitů.

9.1 Databáze

Databáze obsahuje vícekanálové záznamy abdominálního a fetálního elektrokardiogramu (fEKG), které byly naměřeny na pěti ženách mezi 38.–41. týdnem těhotenství. Každý záznam obsahuje čtyři rozdílné signály snímané z břicha matky a jeden signál fEKG snímaný z hlavy plodu. Pomocí online systému KOMPOREL byly do fEKG zaznačeny polohy detekovaných R-kmitů. Poté byly tyto polohy ověřeny skupinou kardiologů, kteří rozhodli a označili všechny polohy odpovídající R-kmitům. Takto označené polohy spolu se snímanými signály byly uloženy do EDF/EDF+ formátu (viz příloha 2) [17].

Poskytnuté záznamy představují vhodný materiál pro testování a hodnocení účinnosti nových postupů zpracování fEKG, algoritmů pro potlačení mateřského elektrokardiogramu nebo pro detekci QRS komplexu plodu [17].

Další informace o databázi a záznamech:

- Název databáze: Abdominal and Direct Fetal Electrocardiogram Database,
- Umístění elektrod: stejné během všech záznamů,
- Použité elektrody: Ag-AgCl a použití brusného preparátu (3M Red Dot Trace Prep 2236) ke zlepšení vodivosti kůže,
- Šířka pásma: 1–150 Hz (synchronní vzorkování všech signálů),
- Vzorkovací frekvence: 1000 Hz,
- Rozlišení: 16 bitů [17].

9.2 Dosažené výsledky

Nejdříve byla použita jednoduchá syntetická data k ověření funkčnosti a spolehlivosti detektorů. Jedná se o 4 třiminutové signály s vzorkovací frekvencí 1 kHz. V těchto signálech je dohromady obsaženo 1564 QRS komplexů. K testování spolehlivosti na reálných datech byly vybrány signály fEKG z databáze: Abdominal and Direct Fetal Electrocardiogram Database (viz kap. 9.1). K těmto datům byla přidána data, stejného charakteru, ale bez zaznačených referenčních poloh R-kmitů. Detektory byly testovány na 5 pětiminutových signálech, které obsahovaly referenční polohy R-kmitů a na 7 pětiminutových signálech, které neobsahovaly vyznačené polohy R-kmitů. Vzorkovací frekvence těchto 7 signálů je 500 Hz. Celkový počet QRS komplexů v reálných datech je 7905. V tabulce č. 1 je spolehlivost realizovaných detektorů je vyjádřena na syntetických i reálných datech pomocí senzitivity a pozitivní prediktivní hodnoty (viz kap. 8.1).

Tabulka 1: Spolehlivost realizovaných detektorů

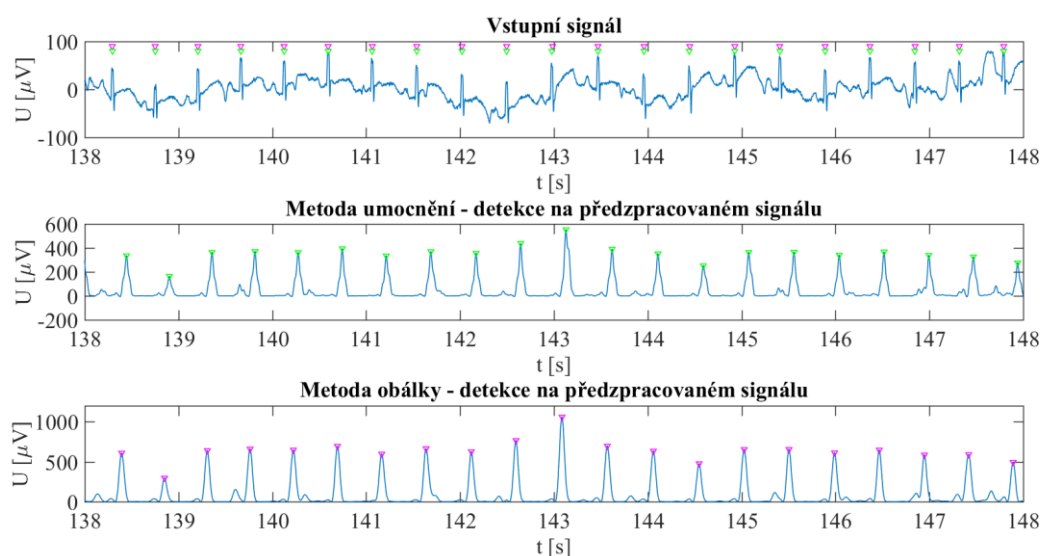
Metoda detekce	Syntetické signály		Reálné signály	
	<i>Se</i> [%]	<i>+P</i> [%]	<i>Se</i> [%]	<i>+P</i> [%]
Umocnění filtrovaného signálu	100,00	99,74	99,18	99,22
Obálka filtrovaného signálu	100,00	99,74	99,37	99,36
Rozklad signálu bankou filtrů	100,00	100,00	99,63	99,76

10 Diskuse a porovnání spolehlivosti detektorů

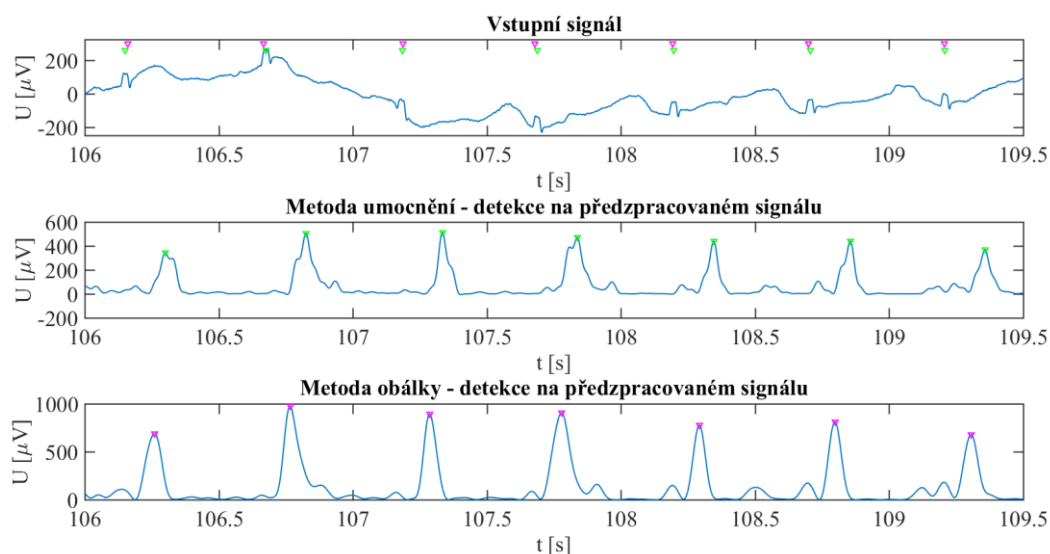
10.1 Spolehlivost detektorů založených na umocnění a obálce filtrovaného signálu

Jelikož detektory založené na metodě umocnění a obálce filtrovaného signálu se liší jen ve fázi předzpracování, je vhodné porovnat jejich způsob detekce společně.

Na obrázku č. 25 můžeme vidět, že detekce u signálů s driftem byla velice spolehlivá. Z obrázku č. 26 vyplývá, že ani velikost P a T vln přesahující velikost R-kmitu neovlivní kvalitu detekce. Výše popsaná rušení lze snadno odstranit ve fázi předzpracování navrženými filtry nebo vytvořením obálky filtrovaného signálu.

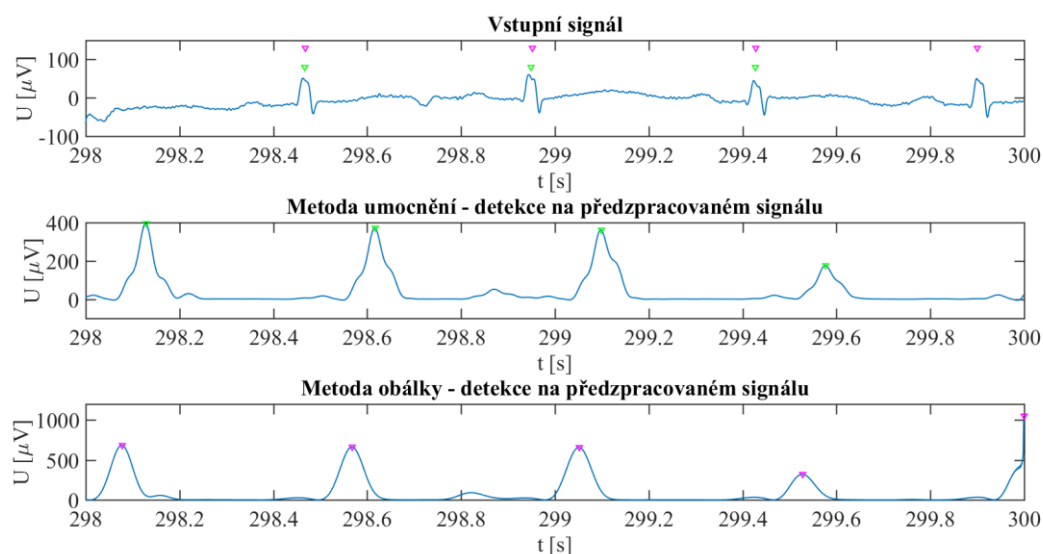


Obrázek 25: Metoda umocnění a obálky filtrovaného signálu, kolísání nulové linie (signál r04_edfm_D)



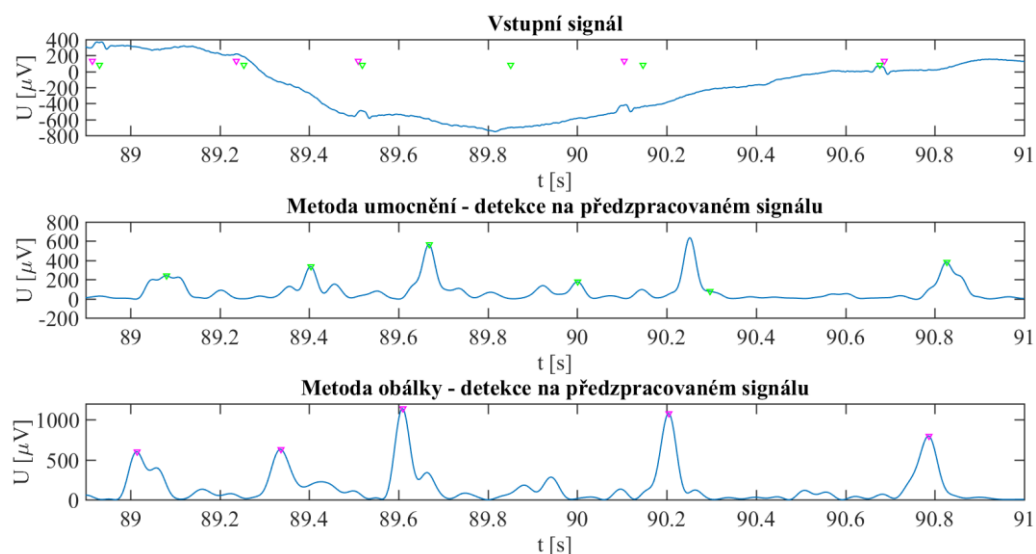
Obrázek 26: Metoda umocnění a obálky filtrovaného signálu, výskyt P a T vln přesahující velikost R-kmitu, (signál r04_edfm_D)

Často byla chybná detekce zaznamenána u signálů, které mají poslední QRS komplex těsně před koncem signálu. Z obrázku č. 27 je patrné, že kvůli dvojí filtraci (způsobené FIR filtry) u metody umocnění se poslední QRS komplex dostal mimo detekční část detektoru. Metoda založená na obálce filtrovaného signálu využívá ve fázi předzpracování pouze filtraci PP, proto je alespoň část krajního QRS komplexu zachována. Tato část stačí k detekci QRS komplexu.



Obrázek 27: Metoda umocnění a obálky filtrovaného signálu, krajní QRS komplex (signál r04_edfm_D)

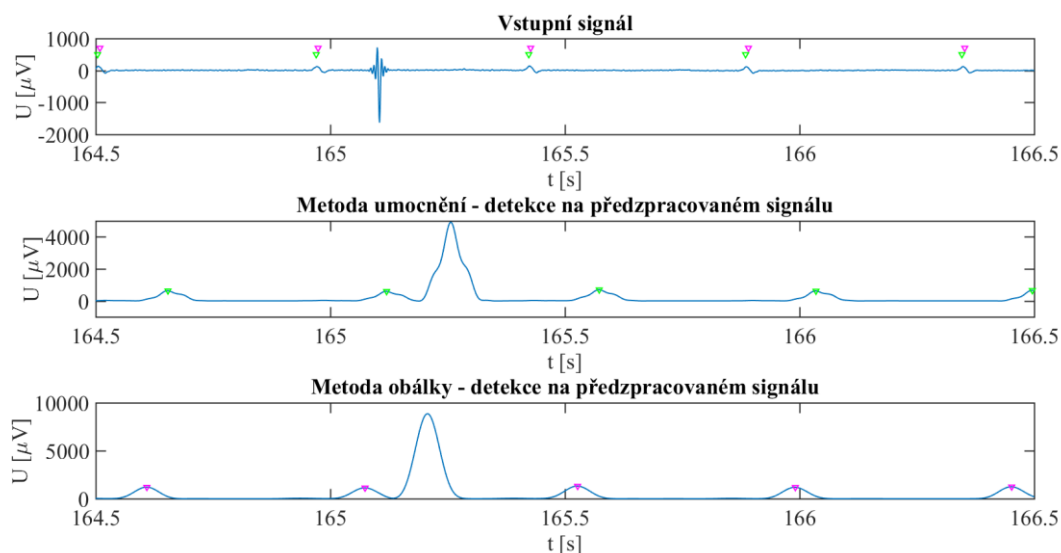
Velmi často je špatná detekce způsobena náhlými skokovými změnami signálu. Na následujícím obrázku č. 28, je možné pozorovat, jak tato změna ovlivní předzpracování signálu a následnou detekci. U metody založené na umocnění filtrovaného signálu v 90. vteřině vzniká artefakt ve tvaru malé vlny. Díky druhému pravidlu, popsaném v kapitole 6.2, je tato vlnka detekována a označena jako QRS komplex. V důsledku pravidla (viz kap. 6.2) ošetřujícího příliš krátkou vzdálenost mezi QRS komplexy je aplikována refrakterní doba přímo na oblast výskytu QRS komplexu. Proto není detekováno maximum odpovídající R-kmitu a vznikla chyba detekce.



Obrázek 28: Metoda umocnění a obálky filtrovaného signálu, skoková změna signálu (signál r04_edfm_D)

Rozdílné velikosti R-kmitů jsou ošetřeny pravidlem popsaným v kapitole č. 6.2. K aplikování pravidla je potřeba detekovat alespoň dva QRS komplexy, aby mohla být vypočtena průměrná vzdálenost R-kmitů. Proto další chyba detekce může nastat v tzv. fázi učení (viz kap. 6.2), kdy je detekován jeden kmit s příliš velkou amplitudou a další se značně menší amplitudou (menší než 40 % vyššího kmitu). Protože z jednoho R-kmitu nelze stanovit průměrná vzdálenost mezi R-kmity, tak nedojde k postupnému snižování prahu a zpětné detekci.

Díky pravidlu refrakterní doby (viz obr. č 29) nejsou tyto artefakty a artefakty podobného typu zaznamenány jako QRS komplexy.

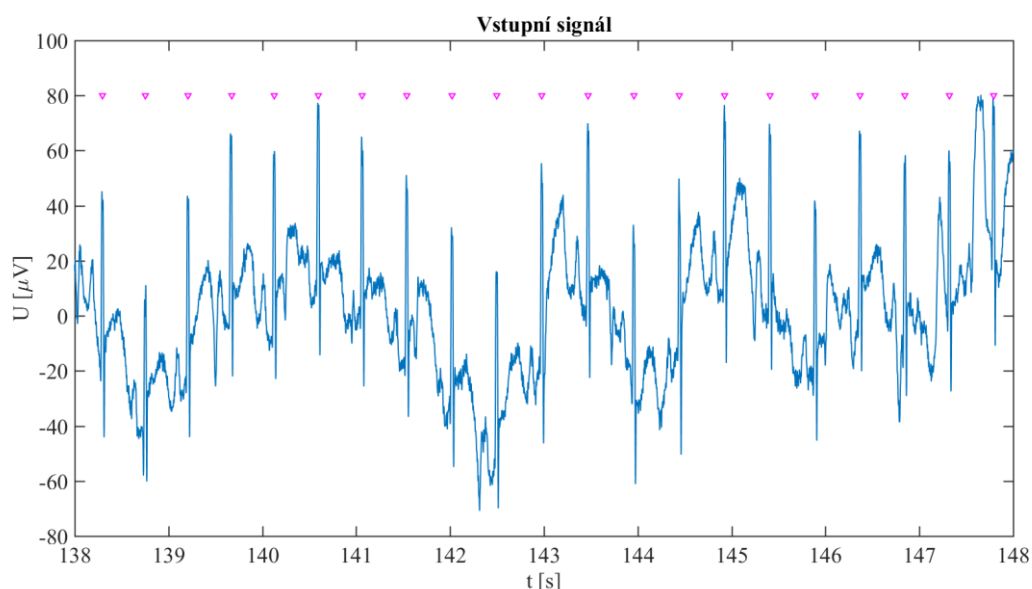


Obrázek 29: Ukázka pravidla refrakterní doby (signál r08_edfm_D)

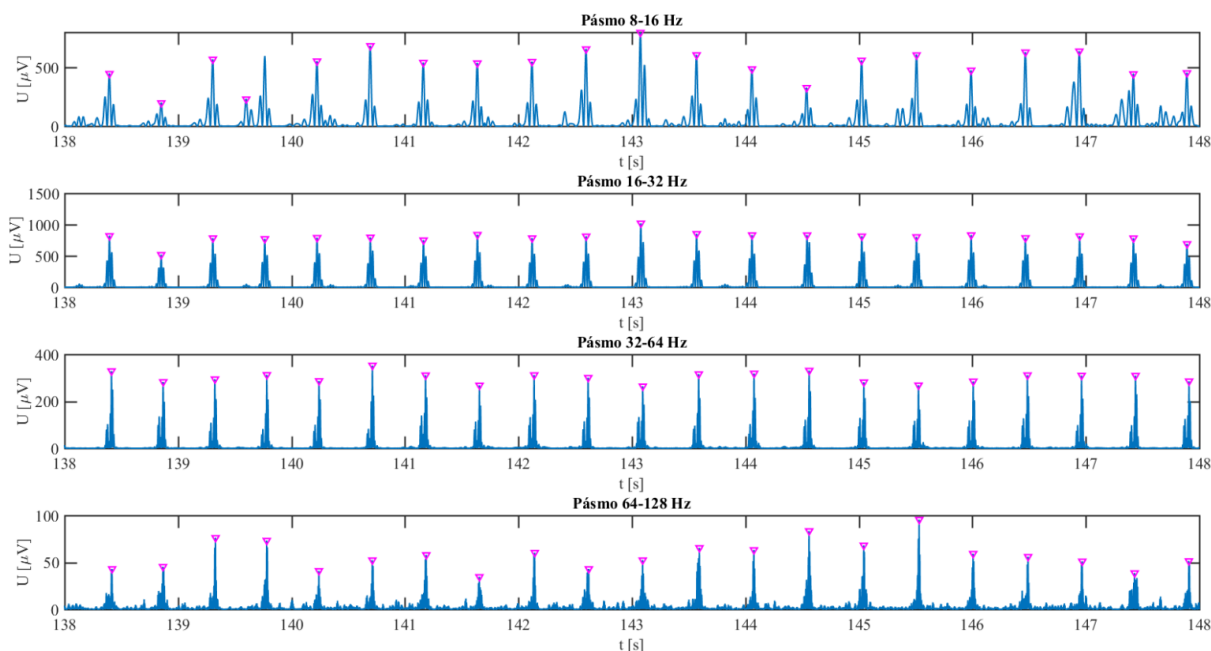
10.2 Spolehlivost detektoru založeného na metodě rozkladu signálu bankou filtrů

Podobně jako v předchozí kapitole, zde bude popsán způsob detekce, detektoru založeného na metodě rozkladu signálu bankou filtrů. Nejdřív bude zobrazena ukázka vstupního signálu s detekovanými QRS komplexy a poté předzpracovaný signál s detekovanými potenciálními QRS komplexy.

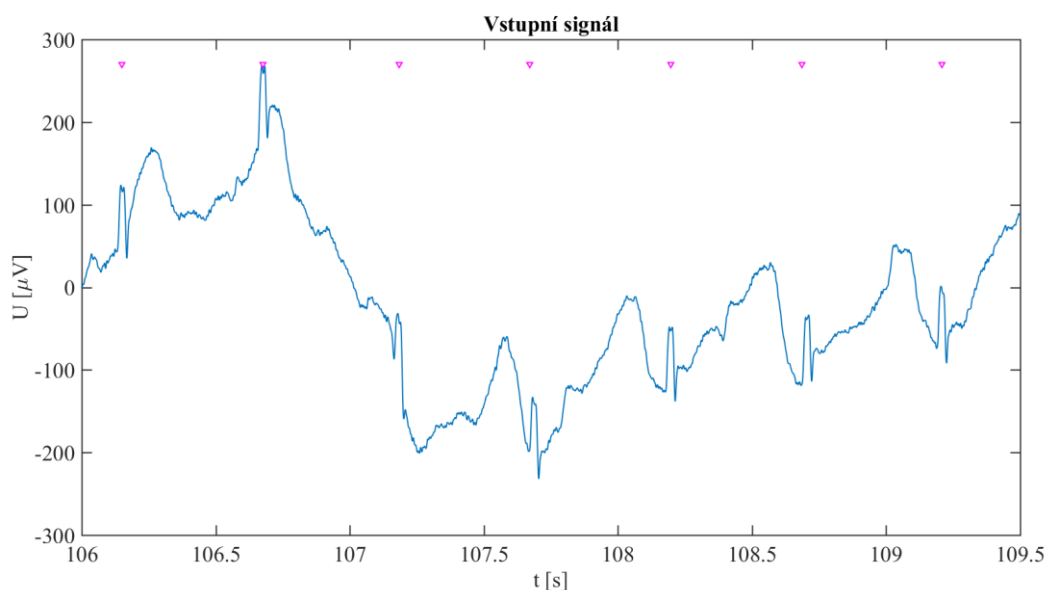
Tento detektor je rovněž odolný vůči driftu a vlnám P a T přesahující velikost R-kmitu. Tato rušení lze také snadno odstranit ve fázi předzpracování navrženou bankou filtrů (viz obr. 30, 31, 32, 33).



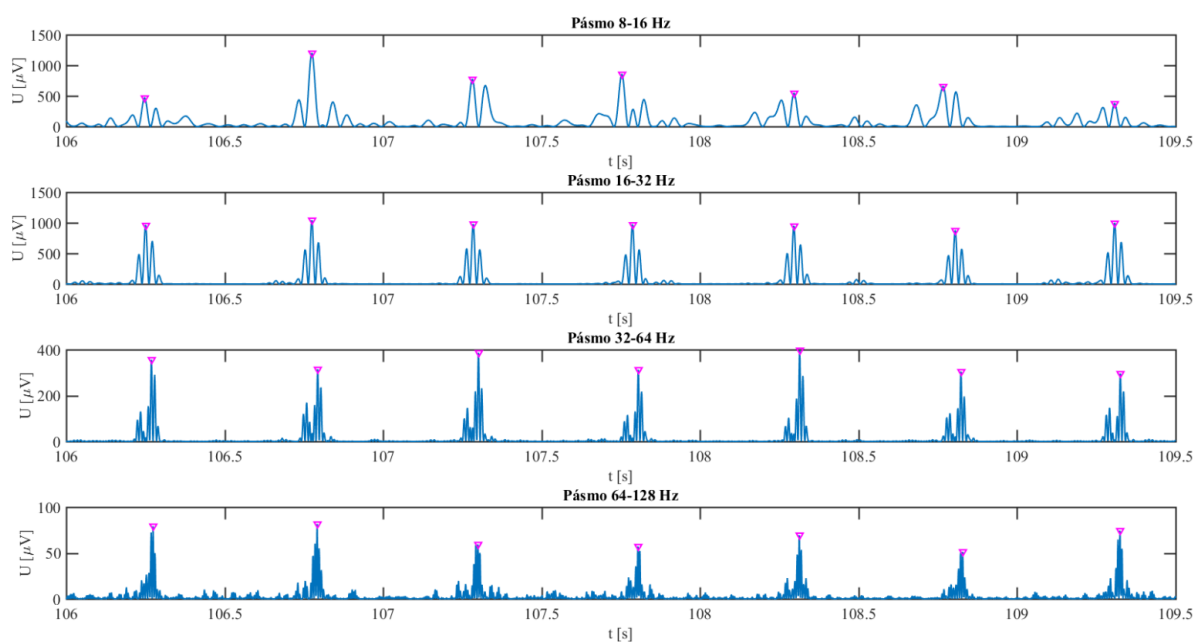
Obrázek 30: Metoda banky filtrů, kolísání nulové linie (signál r04_edfm_D)



Obrázek 31: Předzpracování a detekce banky filtrů, kolísání nulové linie (signál r04_edfm_D)

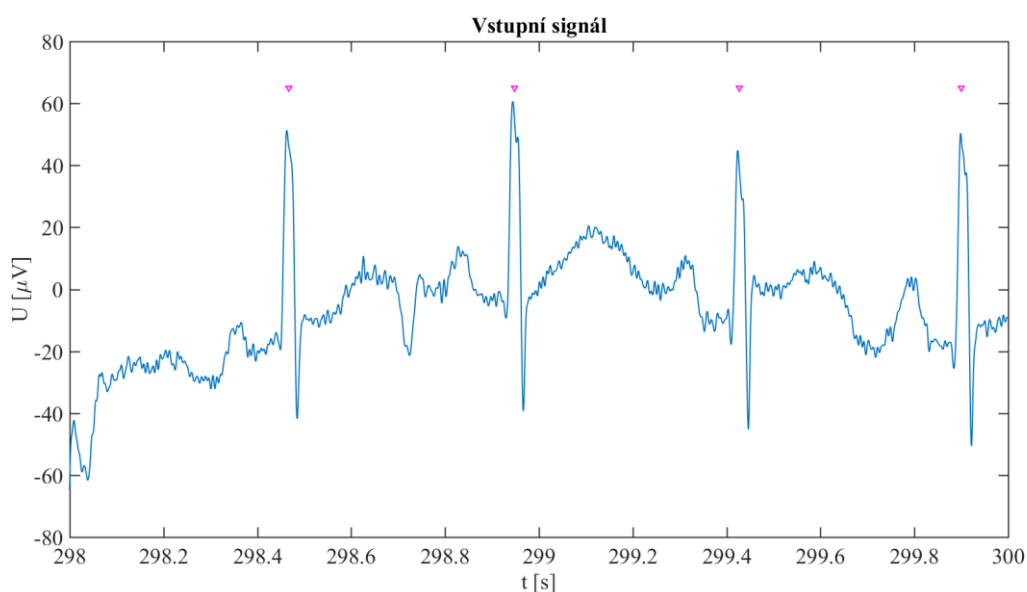


Obrázek 32: Metoda banky filtrů, výskyt P a T vln přesahující velikost R-kmitu (signál r04_edfm_D)

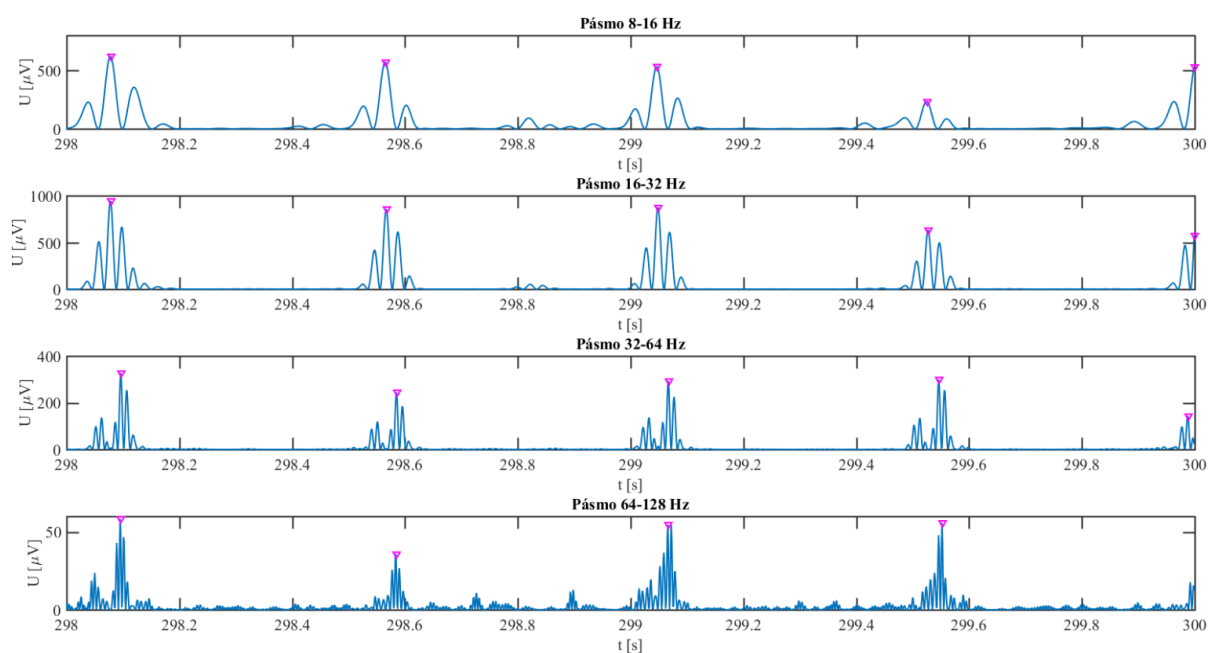


Obrázek 33: Předzpracování a detekce banky filtrů, výskyt P a T vln přesahující velikost R-kmitu (signál r04_edfm_D)

Jak je zmíněno v předešlé kapitole, signály obsahující poslední QRS komplex těsně před koncem signálu, činily problém hlavně detektoru založeném na metodě umocnění filtrovaného signálu. Podobně jako u metody založené na obálce filtrovaného signálu, tak i zde je použita PP o stejné délce impulzní charakteristiky. Z obrázku č. 34 a 35 je patrné, že kvůli filtraci provedené pouze PP je zachována dostačující část QRS komplexu k detekci.

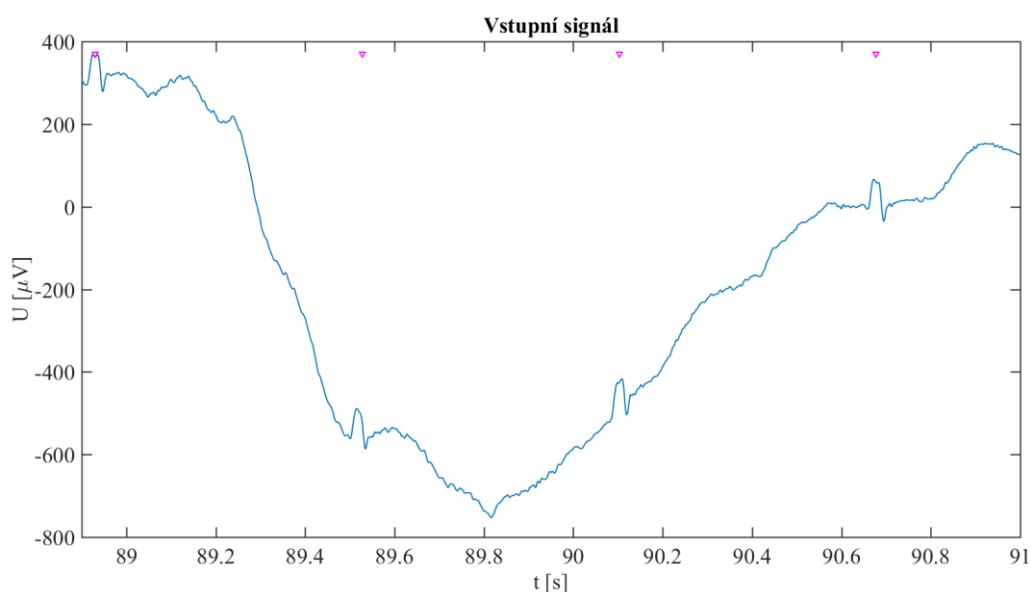


Obrázek 34: Metoda banky filtrů, krajní QRS komplex (signál r04_edfm_D)

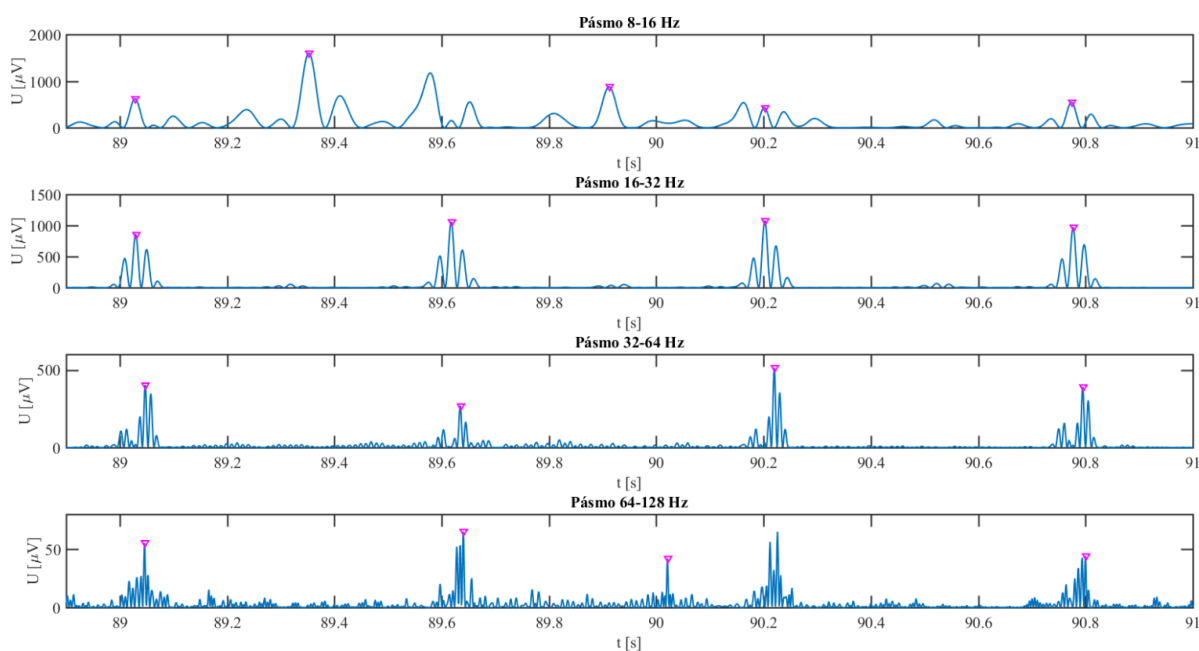


Obrázek 35: Předzpracování a detekce banky filtrů, výskyt krajního QRS komplexu (signál r04_edfm_D)

U předešlých dvou detektorů byla velmi často špatná detekce způsobena náhlými skokovými změnami signálu. Z obrázku č. 36 a 37 je patrné, že tento typ detektoru je vůči skokovým změnám signálu odolnější.



Obrázek 36: Metoda banky filtrů, skoková změna signálu (signál r04_edfm_D)



Obrázek 37: Předzpracování a detekce banky filtrů, projevení skokové změny v předzpracovaném signálu (signál r04_edfm_D)

Tento detektor rovněž obsahuje stejná pravidla pro ošetření rozdílné velikosti R-kmitů a příliš krátké vzdálenosti mezi R-kmity. Ze stejných důvodů, popsanych v předchozí kapitole může dojít k falešně negativní detekci ve fázích učení.

Aby nastala falešně pozitivní detekce u tohoto typu detektoru, je potřeba rušení, které se projevuje alespoň ve dvou nebo více sousedních pásmech. Falešně negativní detekce se projevuje u signálů, které obsahují poslední QRS komplex těsně před koncem signálu. Mezi další rušení, která by mohla snížit spolehlivost detekce, patří silně zarušené signály, myopotenciály a některé patologické jevy.

Závěr

Hlavní náplní této bakalářské práce bylo prostudování problematiky týkající se detekce QRS komplexu. Neméně důležitou částí byla realizace a testování tří vybraných detekčních metod. První část práce je zaměřena zejména na teorii nutnou k vypracování praktické části. V této části byla popsána funkce srdce, vznik, snímání a složení EKG křivky, filtrace, základní principy detekce a konkrétní metody detekce.

Na základě získaných znalostí z teoretické části byly vytvořeny návrhy tří detektorů, které byly následně realizovány v programovém prostředí Matlab. Jedná se o detektory založené na metodě: umocnění filtrovaného signálu, obálky filtrovaného signálu a na rozkladu signálu bankou filtrů.

V závěru práce jsou všechny realizované detektory testovány na syntetických i reálných datech. K testování na reálných datech bylo vybráno všech 12 signálů fEKG z databáze: „Abdominal and Direct Fetal Electrocardiogram Database“. Nakonec je zhodnocena a porovnána spolehlivost detekce jednotlivých detektorů.

K prezentaci výsledků bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní, ve kterém má uživatel možnosti výběru signálu, svodu, vzorkovací frekvence a přehledného zobrazení fáze předzpracování a vstupního signálu s detekovanými QRS komplexy.

Spolehlivost jednotlivých detektorů byla vyjádřena procentuálně pomocí senzitivity (Se) a pozitivní prediktivní hodnoty ($+P$). Detektory měly možnost zachytit celkem 9469 QRS komplexů, z toho 7905 je obsaženo v reálných signálech a 1564 v signálech syntetických.

Detektory založené na metodě umocnění a obálce filtrovaného signálu, lišící se hlavně ve fázi předzpracování, dosáhly podobných výsledků. V rámci testování na reálných datech, detektor založený na umocnění filtrovaného signálu, vykazoval senzitivitu rovnající se 99,18 % a pozitivní prediktivní hodnotu 99,22 %. Hodnota senzitivity detektoru založeného na obálce filtrovaného signálu činí 99,37 % a pozitivní prediktivní hodnota byla 99,36 %. Z těchto čísel a také z kapitoly č. 10.1 plyne, že metoda založená na obálce filtrovaného signálu je vhodnější k předzpracování signálu určeného k detekci. Nejlepší parametry spolehlivosti detekce vykazuje detektor založený na metodě rozkladu signálu bankou filtrů. Senzitivita toho detektoru dosáhla hodnoty 99,63 % a pozitivní prediktivní hodnota 99,76 %.

Vyšší spolehlivosti detekce by mohlo být dosaženo například adaptivní filtrací nebo vytvořením shlukové analýzy. Pomocí této analýzy by mělo dojít ke zlepšení celkové spolehlivosti, protože jsou kombinovány výsledky všech realizovaných detektorů.

Spolehlivost detekce současných detektorů je dostačující pro klinickou praxi, avšak každá inovace a zlepšení, zejména spolehlivosti detekce, má obrovský přínos hlavně pro medicínské účely.

Zdroje

- [1] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-3918-2.
- [2] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Vyd. 1. čes. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-7169-153-4.
- [3] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [4] Diagnosis and Management of Common Types of Supraventricular Tachycardia. In: *American Family Physician* [online]. Chapel Hill: MARGARET R. HELTON, 2015. Dostupné z: <https://www.aafp.org/afp/2015/1101/p793.html>
- [5] KOHLER, B.-U., C. HENNIG a R. ORGLMEISTER. The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* [online]. **21**(1), 42-57 . DOI: 10.1109/51.993193. ISSN 07395175. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/993193/>
- [6] Schematic diagram of normal sinus rhythm for a human heart as seen on ECG. In: *Wikimedia Commons* [online]. Anthony Atkielski, 2007. Dostupné z: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File%3ASinusRhythmLabels.svg>
- [7] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [8] FRIESEN, G.M., T.C. JANNETT, M.A. JADALLAH, S.L. YATES, S.R. QUINT a H.T. NAGLE. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. **37**(1), 85-98. DOI: 10.1109/10.43620. ISSN 00189294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/43620/>
- [9] CLIFFORD, Gari D.; AZUAJE, Francisco; MCSHARRY, Patrick. ECG statistics, noise, artifacts, and missing data. *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*, 2006, 6: 18.
- [10] HANDL, M. *Vlnková filtrace signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 72 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc..
- [11] THAKOR, NITISH, JOHN WEBSTER a WILLIS J. TOMPKINS. *Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter* [online]. , 704. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4121752>
- [12] MASAHIKO, OKADA. *A Digital Filter for the ORS Complex Detection* [online]. 1979, , 700-703. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=4122978>
- [13] KÖHLER, B.-U., C. HENNIG a R. ORGLMEISTER. *QRS Detection Using Zero Crossing Counts* [online]. 2003, , 183-145 Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/e094/2a380b95cc5250c652da861031a328ad28e3.pdf>
- [14] RAMAKRISHNAN, Sabitha a Rithicka YOGESWARAN. *Design and Analysis of Feature Extraction Algorithm for ECG signals using Adaptive Threshold Method* [online]. 2017, , 1-8. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8064801>

- [15] TOMPKINS, WILLIS J. *A Real-Time QRS Detection Algorithm* [online]. 1985, , 230-235. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4122029>
- [16] KOSÍŘ, K. *Detektor QRS komplexu v EKG signálech*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 40s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lukáš Smital
- [17] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng C-K, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/content/101/23/e215.full>]; 2000 (June 13).

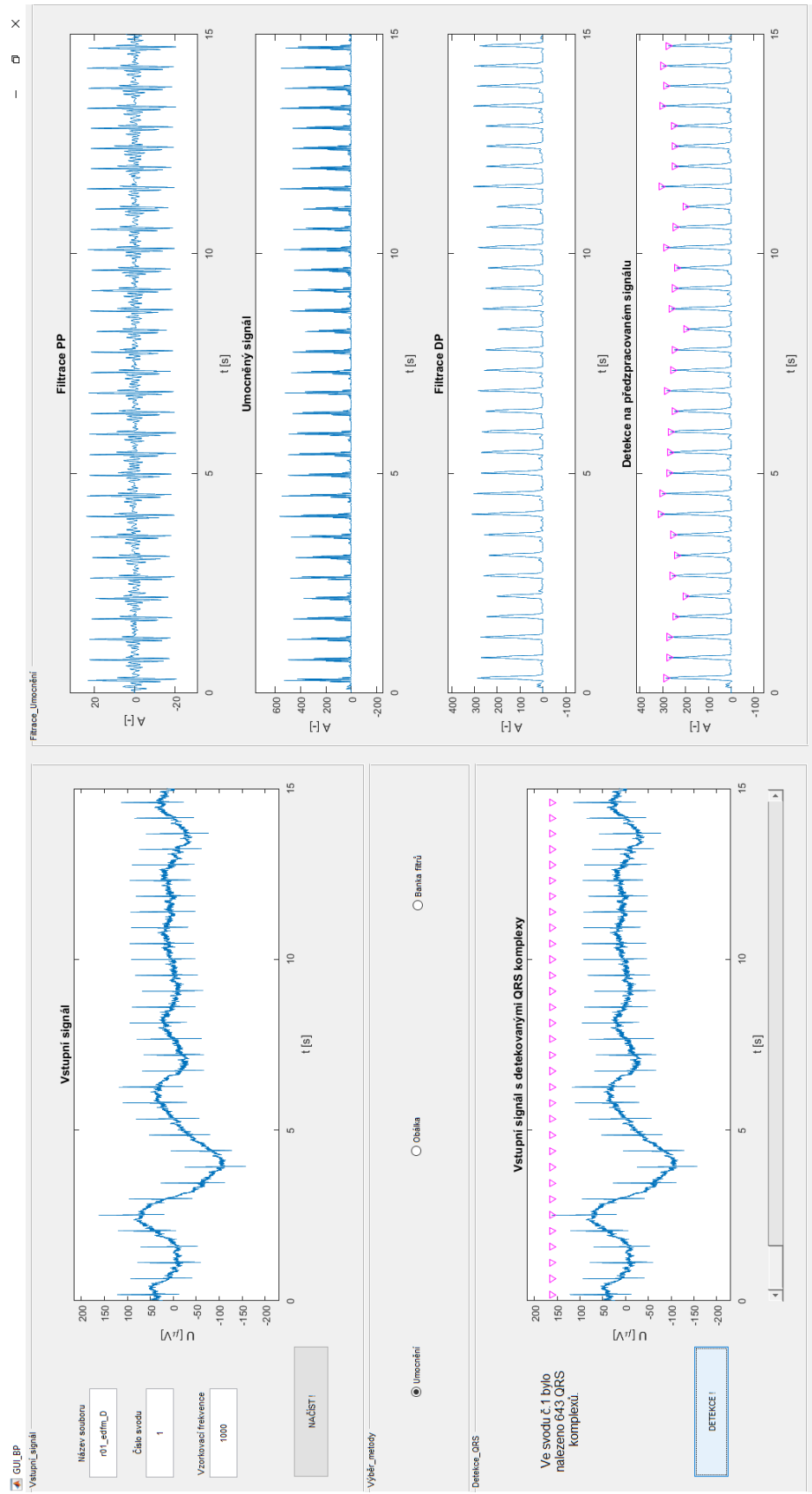
Seznam příloh

- Příloha I: Ukázka grafického uživatelského prostředí (GUI)
Příloha II: Ukázka referenčních poloh R-kmitů v EDF formátu
Příloha III: Viz tabulka č. 2

Tabulka 2: Obsah přiloženého CD

Název adresáře	Popis
Detektory	Programy detekce
GUI	Grafické uživatelské prostředí
Text	Bakalářská práce v elektronické podobě a návod
Signaly/Realne	Reálné signály
Signaly/Realne/EDF	Vyznačené referenční polohy R-kmitů
Signaly/Synteticke	Syntetické signály

Příloha I: Ukázka realizovaného grafického uživatelského prostředí



Příloha II: Ukázka referenčních poloh R-kmitů v EDF formátu, (signál r01_edfm_D)

